

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

**ANALÝZA ROVNOVÁŽNÝCH SCHOPNOSTÍ PO SESKOKU  
Z VYVÝŠENÉ PODLOŽKY U PACIENTŮ S TRANSTIBIÁLNÍ  
AMPUTACÍ**

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Pavel Gorčík, fyzioterapie  
Vedoucí práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2017

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Pavel Gorčík

**Název diplomové práce:** Analýza rovnovážných schopností po seskoku z vyvýšené podložky u pacientů s transtibiální amputací

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**Rok obhajoby:** 2017

**Abstrakt:** Pacienti s transtibiální amputací mají kromě jiných následků také poruchu rovnováhy. Cílem diplomové práce bylo zhodnocení vlivu jednostranné transtibiální amputace na rovnovážné schopnosti jedince. V teoretické části jsou uvedeny aktuální poznatky o transtibiálních amputacích, možnostech protézování a úkoly fyzioterapie po transtibiální amputaci. Další kapitoly jsou věnované posturální stabilitě a metodám jejího hodnocení. Našeho výzkumu se zúčastnilo celkem 26 probandů obou pohlaví, kteří tvořili dva soubory. Experimentální skupinu tvořilo 14 pacientů s jednostrannou transtibiální amputací (průměrný věk  $43,4 \pm 9,0$  let; průměrná výška  $178,0 \pm 11,8$  cm; průměrná hmotnost  $89,9 \pm 16,4$  kg) a kontrolní skupinu tvořilo 12 zdravých jedinců (průměrný věk  $42,4 \pm 9,1$  let; průměrná výška  $176,2 \pm 9,0$  cm; průměrná hmotnost  $77,3 \pm 12,2$  kg). Po úvodním vyšetření následovalo testování posturální stability pomocí silových plošin typu Kistler. Pro testování byl zvolen test seskoku z vyvýšené podložky (20 cm vysoký stupínek). Hodnocen byl čas restabilizace a indexy stability v jednotlivých směrech (APSI, MLSI, VSI, DPSI) po seskoku z vyvýšené podložky. Úkolem bylo porovnat výše uvedené indexy stability a čas restabilizace vypočtené dle rychlosti pohybu CoP (Centre of pressure) v jednotlivých směrech a rychlosti restabilizace pohybu CoP. Mezi oběma skupinami byly nalezeny rozdíly v času stabilizace a hodnotách indexů stability, které jsou vyjádřeny v závěrečné části práce.

**Klíčová slova:** posturální stabilita, rychlost pohybu CoP, transtibiální amputace, rovnováha, seskok

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovnických služeb.

**Author's name and surname:** Bc. Pavel Gorčík

**Title of the master thesis:** The Analysis of Balance Capabilities of Individuals with a Transtibial Amputation after the Drop Jump from an Elevated Pad

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinantropology

**Supervisor:** prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**The year of presentation:** 2017

**Abstract:** Patients with a transtibial amputation also have, among other complications, balance impairment. The aim of this thesis was to evaluate the impact of a unilateral transtibial amputation on the individual's equilibrium ability. The theoretical segment summarizes current knowledge of transtibial amputations, prosthetic possibilities including possibilities of physiotherapy. Other chapters are devoted to a postural stability and possibilities of its assessment. In our research, 26 subjects of both sexes took part, divided into two groups. The experimental group consisted of 14 patients with a unilateral transtibial amputation (age  $43,4 \pm 9,0$  years; height  $178,0 \pm 11,8$  cm; weight  $89,9 \pm 16,4$  kg) and the control group consisted of 12 healthy individuals (age  $42,4 \pm 9,1$  years; height  $176,2 \pm 9,0$  cm; weight  $77,3 \pm 12,2$  kg). After the initial examination, the postural stability testing using force platforms of Kistler type followed. The selected test was the drop jump from an elevated pad (20 cm high pad). We evaluated the restabilisation time after the drop jump and stability indices in different directions (ALPSI, MLSI, VSI, DPSI) after the drop jump from an elevated pad. The task was to compare the stability indices and time to stabilisation calculated according to the speed of the CoP (Centre of pressure) in each direction and the restabilisation time of CoP. Between both groups, the differences in restabilisation time and stability index values were found. These are addressed in the final part.

**Key words:** postural stability, CoP velocity, transtibial amputation, balance, drop jump

I agree with lending the diploma thesis for the purpose of studies within library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 16. dubna 2017

.....

Rád bych poděkoval všem, kteří přispěli ke vzniku této diplomové práce. Děkuji prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr. a Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc, cenné rady a v neposlední řadě spoustu trpělivosti, které mi poskytli při zpracování mé diplomové práce.

## Obsah

1	Úvod .....	7
2	Souhrn poznatků .....	8
2.1	Amputace na dolní končetině .....	8
2.1.1	Traumatická amputace .....	8
2.1.2	Vlastní chirurgický výkon .....	9
2.1.3	Časté komplikace amputace .....	11
2.1.4	Neurofyziologické změny, senzomotorické strategie .....	13
2.2	Možnosti fyzioterapie po amputaci .....	15
2.2.1	Konkrétní postupy fyzioterapie .....	16
2.2.2	Škola chůze .....	20
2.3	Protézování dolní končetiny .....	20
2.3.1	Stavba protézy dolní končetiny .....	22
2.4	Postura, posturální kontrola, posturální stabilita .....	25
2.4.1	Hodnocení posturální stability .....	27
2.4.2	Restabilizace .....	29
3	Cíl .....	32
3.1	Hlavní cíl práce .....	32
3.1.1	Dílčí cíle .....	32
3.2	Hypotézy .....	32
3.3	Úlohy .....	32
4	Metodika práce .....	33
4.1	Charakteristika souboru .....	33
4.2	Organizace výzkumu .....	34
4.3	Metody měření .....	34
4.4	Analýza dat .....	35
4.5	Statistické zpracování dat .....	35

5	Výsledky.....	36
5.1	APSI.....	38
5.2	MLSI.....	39
5.3	VSI.....	40
5.4	DPSI.....	41
5.5	Stab time Fz.....	42
5.6	Shrnutí výsledků.....	43
5.7	Ověření hypotéz.....	44
6	Diskuse.....	45
7	Závěr.....	47
8	Souhrn.....	48
9	Summary.....	50
10	Referenční seznam.....	52
11	Přílohy.....	62

## **Seznam vybraných zkratek**

ADL	všední denní činnosti (Activity of daily living)
APSI	index stability v antero-posteriorním směru
CNS	centrální nervový systém
CoP	centre of pressure
CoG	centre of gravity
DK	dolní končetina
DPSI	komplexní index stability
KS	kontrolní skupina
MESS skóre	systém hodnocení indikace k amputaci z traumatické příčiny (Magled extremity severity score)
M.	sval (musculus)
MLSI	index stability v medio-laterálním směru
PTB lůžko	typ lůžka používaný u transtibiální protézy (Patellar tendon bearing socket)
TSB lůžko	typ lůžka používaný u transtibiální protézy (Total surface bearing socket)
TTA	transtibiální amputace
TTS	čas potřebný ke stabilizaci (Time to stabilisation)
VSI	index stability ve vertikálním směru



# 1 Úvod

Amputace na dolní končetině představuje významný zásah do celistvosti organismu jak po stránce fyzické, tak i psychické. V dřívějších dobách s sebou amputace přinášela celou řadu problémů v klíčových aspektech lidského života. Pacienti v produktivním věku měli problémy se zaměstnáním, v osobním, ale i společenském životě, často trpěli depresemi. V posledních letech došlo k velkému rozvoji technologií a materiálů pro výrobu protetických pomůcek. To výrazně přispělo k jejich jednodušší a spolehlivější aplikaci. Úplnou funkci zdravé dolní končetiny nelze žádným protetickým vybavením nahradit, avšak aplikace protézy umožňuje plnohodnotný návrat do běžného života. Je známo, že pacienti s transtibiální amputací (TTA) mají, kromě jiných následků, také poruchu rovnováhy. Tito pacienti jsou tedy skupinou ohroženou zvýšeným rizikem pádů. Hlavní roli hraje ztráta hlezenního kloubu, která s sebou nese snížení počtu proprioceptivních receptorů a s tím související pozměněná aferentace a eferentace z chybějící části končetiny a změna posturálních strategií. Vlivem ztráty dolní končetiny mají tito lidé obecně sklon zatěžovat postiženou končetinu méně než zdravou a s tím související zkrácenou dobu stojné fáze na postižené dolní končetině, a také mají širší bázi opory (Janura, Vařeka, Lehnert, & Svoboda; 2012).

Dostatečná posturální kontrola je nezbytná k provádění všedních denních činností. Vykonávání těchto aktivit, jakými jsou například chůze ze schodů či sestupování z obrubníku, může představovat pro lidi po amputaci značný problém. I přes velkou technologickou pokročilost současných protézy, případná destabilizace způsobená zdoláváním výše zmíněných překážek může vést až k pádům. Protéza totiž funkci amputované končetiny dokáže nahradit pouze částečně.

Posturální stabilita pacientů s transtibiální amputací by nadále měla být předmětem zájmu a výzkumu, aby se podařilo nalézt a objasnit faktory, jež negativně ovlivňují jejich rovnováhu, s cílem minimalizace nebezpečí pádu.

## **2 Souhrn poznatků**

### **2.1 Amputace na dolní končetině**

Dolní končetiny slouží člověku především k opoře a lokomoci (Dylevský, 2009). Jejich amputace znamená velký zásah do integrity a tělesného schématu daného jedince a také ireverzibilní ztrátu kontinuity lidského těla. První a dosud platné zásady provádění amputačních výkonů stanovil již „Otec lékařství“, Hippokrates, 500 let př. n. l. Amputací rozumíme odstranění části nebo celé končetiny, případně i jiné části těla, včetně krytu měkkých tkání, tak i přerušení skeletu. Amputační výkon s sebou nese funkční a kosmetické změny. Je nutné si uvědomit, že odnětí dolní končetiny se provádí vždy jako rekonstrukční výkon, v některých případech i život zachraňující.

Vždy je v popředí odstranění nemocné tkáně, snížení invalidity, a také záchrana života pacienta (Sosna et al., 2001).

Zejména díky velkým možnostem moderní protetiky je dána pacientům s amputací naděje na život s co nejmenším omezením a bez výraznějšího deficitu a možnost plnohodnotného zařazení se zpět do společnosti.

V současnosti se amputace provádějí z různých důvodů. Kubeš (2005) dělí příčiny na: cévní, traumatické, neurologické, kožní, tumorózní nebo různé fyzikální vlivy. Vůbec nejčastější indikací k amputaci jsou choroby velkých končetinových cév, často doprovázející diabetes mellitus jako diabetická angiopatie. Traumatické amputace zauímají druhé místo. Pokud je na stejné končetině provedena amputace znova a proximálněji, jedná se o reamputaci.

#### **2.1.1 Traumatická amputace**

Birgusová (2006) udává, že traumata tvoří 4 % (každoročně v ČR stovky) všech provedených amputací. Také etiologie traumatických amputací se mění a většina z nich se omezuje na úrazy spojené s dopravními nehodami či pracovními úrazy. Barmparas et al. (2010) udává, až 51 % všech provedených traumatických amputací se tak děje v důsledku dopravních nehod, 20 % tvoří pracovní úrazy a zbytek tvoří různé popáleniny, výbuchy či adrenalinové sporty. Důležité také je, že traumatické amputace se provádějí u mladších jedinců, na rozdíl od amputací prováděných z výše zmíněných systémových onemocněních. S nižším věkem souvisí nižší komorbidita těchto pacientů, větší fyzická soběstačnost a absence předamputačních bolestí (Kratz et al., 2010).

Barmparas et al. (2010) uvádí, že absolutní počet traumatických amputací provedených v USA poroste. Oproti roku 2005, kdy jich bylo přes 700 000, se do roku 2050 číslo zdvojnásobí. V České republice naopak došlo od roku 1996 do roku 2006 ke snížení ze 116 na 70 provedených traumatických amputací (Kálal, 2009). Traumata dolních končetin již nevedou tak často k amputaci, jako tomu bylo dříve. K co možná největší objektivizaci důležitého rozhodnutí o indikaci k amputaci byl vytvořen systém bodování, tzv. MESS skóre (Magled extremity severity score). Systém MESS hodnotí traumata podle mechanismu úrazu, tlakové stability, stupně ischemického postižení a věku. Při dosažení skóre 7 a více bodů je pacient indikován k amputaci, hodnoty 6 a méně dávají naději k záchraně končetiny. I přes ověření systému v řadě studií nelze nahradit klinickou zkušenost chirurga, a tedy MESS skóre slouží spíše jako vodítko, k němuž se přihlíží spolu s dalšími faktory (Sosna et al., 2001; Kubeš, 2005).

### **2.1.2 Vlastní chirurgický výkon**

Amputace se provádí jako rekonstrukční výkon (Pinzur et al., 2007). Při samotném operačním výkonu se pracuje v bezkrevném operačním poli. K tomu je využíván pneumatický turniket v podobě nafukovacího rukávu. Běžně se provádí amputace laloková, která se nejčastěji dělá jako amputace zavřená. Chirurg si laloky musí připravit tak, aby bezpečně odstranil veškerou patologickou tkáň, ale současně, aby laloky stačily k pokrytí kosti. Jen tak se povede postupně vytvarovat kýžený kónický tvar pahýlu. V neposlední řadě se usiluje i o zachování motoriky pahýlu, a tak je nezbytné ošetřit přetáté svaly pomocí myoplastiky nebo myodézy. Podstata myoplastiky je velice jednoduchá a spočívá v tom, že se svaly přerušené motorické skupiny napojí na své antagonisty. Jako příklad lze uvést nejčastěji sešíváné flexory s extenzory. V případě podkolenní amputace se jedná o m. soleus a m. gastrocnemius na zadní straně a o peroneální svaly ze skupiny extenzorů na přední straně bércevého pahýlu (Baumgartner, 2011). Naopak myodéza znamená reinzerci kostních úponů svalů. Výhodou je, že kromě zachování původní funkce svalu je myodéza současně i prevencí kontraktur. Běžně prováděná je třeba myodéza adduktorů kyčelního kloubu (Kubeš, 2005).

Zásadou je, aby jizva vzniklá po sešití laloků ležela mimo nášlapnou plochu pahýlu. Kromě ligatury cév se pozornost chirurgů soustřeďuje i na ošetření nervových pahýlů, což si klade za cíl prevenci vzniku amputačního neuronu, jakožto jedné z možných příčin vzniku syndromu fantomové končetiny, o němž bude pojednáno dále

v kapitole věnované možným komplikacím po amputaci. Nakonec i přerušená kost se ošetří, a to tak, že se odstraní dřev z dřevové dutiny distálního konce kosti a konec se překryje lalokem z periostu. Tím je zajištěna výživa, a naopak se zabrání nežádoucí regeneraci kosti (Kubeš, 2005; Zeman & Krška, 2011). Dle výše amputace se rozlišují tyto konkrétní typy amputací: hemikorporektomie (odstranění celého pánevního pletence včetně křížové kosti), hemipelvektomie (odstranění celé dolní končetiny s přilehlou oblastí pánevních kostí), exartikulace v kyčelním kloubu, transfemorální amputace (amputace ve stehně), exartikulace v kolenním kloubu, transtibiální amputace (amputace v bérce). V oblasti nohy může být provedena amputace v úrovni hlezenního kloubu, v Chopartově a Lisfrankově kloubu, transmetaterzální amputace a nakonec amputace prstového paprsku a prstu (Kubeš, 2005). Chirurgie dále používá pojem exartikulace, což znamená snesení končetiny v úrovni daného kloubu (Kubeš, 2005; Magee, 2008).

Určení výše amputace je důležitým a těžkým rozhodnutím se zásadním dopadem na kvalitu života amputovaného. Při dotazníkovém šetření pacienti s transtibiální amputací uvedli vyšší kvalitu života než pacienti amputovaní v úrovni stehna. Vysoké amputace se pojí s vysokou morbiditou a mortalitou (Penn-Barwell, 2011). Rozhodující je především rozsah poranění a stav jednotlivých tkání jako kožního krytu, svalů, nervové tkáně a také cévního zásobení. Již při rozhodování o výši amputace se bere v potaz optimální možnost následného vybavení pacienta protézou, a tudíž je potřeba již délku pahýlu konzultovat s protetikem. Neexistuje však univerzální návod ani standard k určení vhodné výše amputace, a tak rozhodnutí o její výši se řídí zkušenostmi chirurgů. Správně zvolená výše amputace má zajistit vhodné podmínky pro optimální hojení a co nejkvalitnější následnou rehabilitaci. Snahou je vždy provádět amputaci co nejnižší, aby byla co nejvíce zachována funkce dolní končetiny. Avšak natolik distálně, aby bylo možné vyhotovit vhodnou protetickou náhradu. Rozhodování o výši amputace je tedy jakýmsi kompromisem mezi snadnějším hojením proximálněji provedených amputací na jedné straně a na straně druhé vyšší úspěšností následné pooperační rehabilitace u distálnějších amputací (Way et al., 1998; Kubeš, 2005; Rybka, 2006; Zeman, 2006).

Nejčastěji se v klinické praxi setkáváme s amputací transfemorální a transtibiální (Kubeš, 2005). V naší práci se s ohledem na téma práce budeme dále věnovat amputacím transtibiálním.

## **Transtibiální amputace**

Zeman (2006) uvádí, že transtibiální amputace je nejčastěji prováděný typ amputace, pokud indikací jsou ischemické změny dolních končetin. Tento typ amputace lze bez problémů vybavit protézou a následná rehabilitace je úspěšná, než třeba u amputace stehenní. Minimální délka pahýlu po amputaci je 7 cm, tedy zhruba po tuberositas tibie. Tato délka pahýlu zajišťuje pohodlné oprotézování. Marshall a Stansby (2010) uvádí dva základní postupy používané při transtibiální amputaci. Nejčastěji využívaná je metoda zavedená Burgessem a Romanem, která využívá dlouhý posteriorní lalok. Dorzální lalok je obzvláště indikován v případě amputací ischemické etiologie, poněvadž nejlepší cévní zásobení je právě v posteriorní a mediální části lýtky. Co se týče přerušení kostí, fibula musí být resekována proximálněji než tibie a je potřeba srazit přední hranu tibie v místě resekce. To se dělá z důvodu prevence otlaků na pahýlu, a také k jeho snadnějšímu tvarování. Speciálním způsobem se ošetří i lýtkové svaly. Musculus soleus se oddělí ze zadního laloku a přetíná se ve stejné úrovni jako tibie. Musculus gastrocnemius se zúží a kryje konec holenní kosti. Tento postup opět přispěje k optimálnímu tvarování pahýlu do výsledného konického tvaru (Kubeš, 2005; Marshall & Stansby, 2010).

### **2.1.3 Časté komplikace amputace**

Stejně jako každý chirurgický zákrok, amputace s sebou pochopitelně nese určité zdravotní komplikace. Ty mohou nabývat různého stupně závažnosti a mít odlišný dopad na pacienta. Běžně se tyto komplikace rozdělují na lokální a celkové.

Mezi nejčastější lokální komplikace patří hematoma pahýlu (může podněcovat vznik infekce), nekróza, edém, kontraktury a bolest. Prevencí hematomu je správná drenáž rány. Proti edému se působí vhodnou bandáží a polohováním ve vyvýšené pozici, případně antibiotiky, sterilním krytím s desinfekcí či aplikací kinesiotapu (Ray, 2000). Častým problémem bývají kontraktury. Prevencí je už správné operační provedení myoplastiky či myodézy, v pooperační péči je to polohování a cvičení pahýlu. Výše uvedené jsou velmi časté lokální komplikace vyskytující se časně po amputaci. Za pozdní komplikace lze dále označit vznik neuromu, osteomyelitidu, kostní eroze, ulcerace či pokračující ischemii končetiny (Marshall & Stansby, 2010). Velmi nepříjemnou komplikací je gangréna. Pokud by stav přešel až do gangrény, počká se do

zviditelnění hranice nekrózy a provede se reamputace v odpovídající výši (Kubeš, 2005).

Mezi celkové komplikace se řadí především psychologické komplikace, v krajním případě smrt pacienta. Právě zde je potřeba poukázat na nutnost multidisciplinární péče o pacienty po amputaci (Sosna et al., 2001). Amputace dolní končetiny má dopad na pacientův psychický stav a ovlivní jeho rodinný i společenský život. Pacienti po amputaci trpí především sociální izolací, změnou či ztrátou koníčků a povolání. Nezanedbatelná je i velká ekonomická zátěž tohoto stavu. V návaznosti na to, pacienti po amputaci často trpí depresemi, úzkostí a zvýšenou únavou (Dadkhah, Valizadeh, Mohammadi, & Hassankhani, 2013; Ghous, Gul, Siddigi, Pervaiz, & Bano, 2015). Autoři Mansoor et al. (2010) zjistili, že deprese se vyskytují u 20-60 % pacientů po amputaci. V takovém případě bývá nutná spolupráce s psychologem (Sosna et al., 2001). Ucelená rehabilitace se snaží těmto nemocným pomoci a nabídnout řešení, že na svůj současný stav nemusí nahlížet jako na životní tragédii. Jako stěžejní se tedy jeví přijetí diagnózy pacientem. Vhodné je začlenění se do skupiny sdružující osoby se stejným typem postižení, což vede ke snazšímu přijetí těžké životní situace. Sportovní a jiná fyzická aktivita konaná v kolektivu ostatních způsobuje nejen zlepšení fyzického stavu výše zmíněné skupiny, ale i jejich větší začlenění do společnosti (Bragaru, Dekker, Geertzen, & Dijkstra, 2011).

Svou roli však stále hraje i celá společnost, jejíž současný pohled na amputované stále brání jejich plnohodnotné resocializaci a participaci na společenském životě (Kuželová, 2007; Dadkhah, Valizadeh, Mohammadi, & Hassankhani, 2013).

Častou komplikací, kterou uvádíme zvlášť, a která je typická pro amputační výkony, je syndrom fantomové končetiny. Zahrnuje v sobě pahýlové bolesti, fantomové pocity a fantomovou bolest (Lejčko, 2002; Marshall & Stansby, 2010). Uvádí se, že všechny složky syndromu fantomové končetiny mohou být přítomny současně u jednoho pacienta (Probstner, Ishikawa, Alvarenga, & Papais; 2010).

Pahýlová bolest značí bolest reziduální části amputované končetiny a nejčastěji je způsobena nedokonalým ošetřením pahýlu. Může být spojena s přítomností neuromu nebo třeba kostní prominence. Často se vyskytuje poblíž jizvy. Fantomové vjemy a pocity jsou nebolestivé abnormální vjemy z již neexistující části končetiny (Lejčko, 2002). Vyskytují se až u 98 % pacientů. Většinou odezní spontánně postupem času do dvou až tří let. Fantomové pocity se vysvětlují vcelku jednoduše tak, že amputovaná část těla má v mozkové kůře své zastoupení. Tato kortikální reprezentace se utvářela na

základě propioceptivních, taktilních a vizuálních vstupů do mozku a přetrvává samozřejmě i po odnětí dané části končetiny (Manchikanti & Singh, 2004).

Fantomovou bolest popsal Francouz Ambrois Paré v 16. století. Může se jednat o bolest takové intenzity, že postižený v krajním případě sáhne i po sebevraždě. I přes neustálé bádání v této oblasti zůstává patofyziologický podklad, vznik a vysvětlení těchto obtíží nejasný (Tichý, 2006). Fantomová bolest je pociťování nepříjemných pocitů v místě amputované části končetiny. Nemocný však je schopný popsat nám přesnou lokalizaci i o jaký typ bolesti se jedná (Opavský, 2011). Může být popisována kvalitami jako řezavá, bodání nožem, vystřelující, píchavá, pálivá, pulzující (Magee, 2008). Setká se s nimi průměrně 70 % pacientů, a začít vyskytovat se může již první týden po amputaci. Fantomové bolesti jsou výhradou dospělých pacientů, u dětí se vyskytují jen minimálně (Gaebler-Spira & Lipschutz, 2009). Uvádí se, že častěji se naopak vyskytují u žen a u amputací na horní končetině (Bosmans et al., 2010). Chybí nám přesné vysvětlení mechanismu jejího vzniku a patofyziologických souvislostí. Existuje však několik teorií, snažících se o vysvětlení. Na vzniku fantomové bolesti se pravděpodobně podílejí změny v periferním i centrálním nervovém systému. Mezi tyto změny periferního systému se řadí strukturální změny nervů, změny ve funkci neurotransmiterů a změny v iontových kanálech. Mezi centrální změny patří kortikální reorganizace (Chapman, 2011).

#### **2.1.4 Neurofyziologické změny, senzomotorické strategie**

V důsledku amputace dolní končetiny dochází ke ztrátě aferentace z amputované dolní končetiny. Přesněji řečeno však jde o ztrátu normální sensorické aktivity, která je nahrazena patologickou aferentací (Lejčko, 2002). Periferní sensorický systém se podílí nejen na schopnosti určení polohy končetiny ve vztahu ke zbytku těla, ale i pro regulaci svalového napětí. V souvislosti s amputací dojde k reorganizaci v distribuci korových projekcí segmentových struktur, která je následkem zrušení neurálního vstupu z periferie, což způsobuje alteraci dostředivých i odstředivých sensorických drah (Kolářová, 2012). Autorka dále rozlišuje neurofyziologické změny na neurální reorganizaci na míšní úrovni a kortikální reorganizaci motorického i somatosenzorického kortexu. Tyto změny mají souvislost s existencí výše zmíněných fantomových pocitů. Jak rozsáhlá je kortikální reorganizace u pacientů se syndromem fantomové končetiny bez fantomových bolestí, se zatím neví (Simões et al., 2012). Chen, Corwell, Yaseen, Hallett a Cohen (1998) provedli výzkum s 16 jedinci po

traumatické amputaci na dolní končetině. V něm pomocí transkraniální magnetické a elektrické stimulace různých úrovní CNS zjistili motorickou reorganizaci převážně na kortikální úrovni.

### **Senzomotorické strategie posturální kontroly u jedinců s amputací dolní končetiny**

Pro zachování posturální stability jsou potřebné senzorycké strategie zajišťující vnímání polohy těla v prostoru. Tyto strategie jsou závislé na kombinaci informací z vizuálního, vestibulárního a somatosenzoryckého (proprioceptory, kloubní, tlakové a taktilní receptory) systému (Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997; Kolářová, 2012). Ani jeden z výše uvedených systémů však samostatně nedovede přesnou percepci polohy těla v prostoru. Zdravý člověk za dobrých světelných podmínek spoléhá nejvíce na informace z proprioceptorů, poté na informace z vestibulárního systému a až v poslední řadě na zrak. U pacientů s podkolenní amputací je absence aferentního proudu informací z důvodu ztráty propriocepce kompenzována zvýšenou závislostí na zraku (Peterka, 2002; Paráková, Míková, & Janura, 2007). Výše uvedené potvrzuje i Horak (2006) a uvádí, že u zdravých jedinců je při stožení na pevné podložce a při dobrých světelných podmínkách až 70 % rovnováhy zajišťováno propriocepcí.

Vedle senzoryckých strategií je posturální kontrola zajišťována pohybovými strategiemi. Oba typy strategií jsou vzájemně neodlučitelné. Pohybové strategie lze chápat jako určité korekční pohyby, sloužící k zachování vzpřímené polohy ve stožení jako prevence pádů. Buckley, O' Driscoll a Bennett (2002) udávají, že centrální program zodpovědný za udržování rovnováhy lze rozdělit na kotníkovou a kyčelní strategii. Jsou používány pro kontrolu pohybů těžiště v horizontální rovině, buď v medio-laterálním (kyčelní strategie) nebo antero-posteriorním (kotníková strategie) směru. Použití kotníkové strategie v klidovém stožení může kontrolovat pohyb těžiště v antero-posteriorním směru modulací točivého momentu vyvíjeného plantárními a dorzálními flexory kotníku. Ve více dynamických situacích je potřeba již strategie kyčelní kvůli flexi a extenzi kyčelního kloubu pro posouvání těžiště vpřed a vzad. Ztráta hlezenního kloubu s sebou nese změny pohybových strategií a objevení nových. Autorka Zemková (2011) přidává ještě tzv. smíšenou, kotníko-kyčelní, strategii. Viton et al. (2000) uvádí, že kotník hraje dominantní roli v medio-laterální bilanci. V oblasti hlezenního kloubu se o generaci momentu sil starají svaly provádějící inverzi a everzi, v kyčelním kloubu jsou to abduktory a adduktory. Těmito způsoby je řízena rovnováha v různých situacích tak, že se tyto dva odlišné mechanismy kombinují v různém zastoupení a různé časové



závislosti. U osob s transtibiální amputací dochází typicky ke kompenzaci nedostatečné kotníkové strategie strategií kyčelní, která je méně efektivní. To vysvětluje větší posturální výchyly, zejména v antero-posteriorním směru, u pacientů s transtibiální amputací. Při méně stabilních situacích, kdy se uplatňuje především kyčelní strategie, jsou pacienti s transtibiální amputací se zdravými kyčlemi schopni, alespoň z mechanického hlediska, udržovat rovnováhu stejně jako zdraví lidé (Buckley, O'Driscoll, & Bennett, 2002). S tím je spojeno přetěžování kotníku na nepostižené straně (Paráková, Míková, & Janura, 2007).

Kompenzační a adaptační posturální mechanismy jsou určeny délkou pahýlu (delší pahýl zaručuje lepší funkční a fyziologické schopnosti), kvalitou čítí, na nociceptivním aferentním toku a na nastavení protézy. Těžiště pacienta s transtibiální amputací je posunuto výše, dozadu a více nad zachovalou dolní končetinu (Paráková, Míková, & Janura, 2007).

Autoři Kolářová, Janura a Krobot (2011) shrnují adaptační a kompenzační mechanismy v posturální kontrole jedinců s amputací na dolní končetině. Patří sem především větší závislost na zrakových vjemech, častější užívání kyčelní strategie v obnově rovnováhy a vždy a s doživotním trváním větší používání zachované dolní končetiny během stoje i chůze.

## **2.2 Možnosti fyzioterapie po amputaci**

Léčebná rehabilitace hraje neodlučitelnou roli v péči o pacienta s amputací dolní končetiny. V rámci rehabilitačního programu je nezbytná mezioborová spolupráce specialistů. Mezi hlavní cíle léčebné rehabilitace se řadí otužování a tvarování pahýlu, prevenci vzniku nebo ovlivnění komplikací, které už vznikly. Rozumíme jimi zejména otok, kontraktury a zvýšenou bolestivost. V dalších fázích se zaměřuje pozornost na vertikalizaci a následnou reedukaci lokomočních schopností pacienta, nácvik běžných denních činností, v širším kontextu jde o udržení dobrého fyzického i psychického stavu pacienta (Kozáková, Janura, & Rosický, 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

Birgusová (2006) dělí fyzioterapii pacientů s transtibiální amputací na fázi akutní a následné péče. Akutní fáze zahrnuje stádia předoperační péče, která se pochopitelně provádí jen v případě plánované amputace, a péči pooperační. Následnou péči rozumíme pozdější vybavení pacienta vhodným typem protézy a na to navazující rehabilitaci. Stejná autorka popisuje i zaměření vstupního vyšetření a kineziologického rozboru. Začíná se důkladným odebráním anamnestických údajů, orientačním

neurologickým vyšetřením, pečlivým vyšetřením postury pacienta, a pozornost je věnována i amputačním pahýlu. Obzvláště se fyzioterapie zajímá o funkční rezervy pacienta, hodnotí tudíž jeho mobilitu v lůžku, popřípadě v rámci přesunů, u zdatnějších pacientů zdolávání těžších překážek a limitace při výkonu aktivit všedního dne. Zaznamenává se, jaký typ kompenzační pomůcky musí pacient používat při lokomoci.

V pooperační fázi, která se zahajuje již první pooperační den, se soustředí na prevenci vzniku kontraktur, mírnění otoku a bolesti a zajištění základního stupně mobility v lůžku a při přesunech. Tato péče se skládá z ošetřování operační rány, polohování, kompresní terapie, cvičení zaměřených na posilování svalů, nácviku rovnováhy, později vertikalizace s dopomocí, přesunů, nácvik sebeobslužných manévrů k osamostatnění v rámci běžných denních činností a reedukaci chůze (Kozáková, Janura, & Rosický, 2009; Marshall & Stansby, 2010).

Kálal (2009) udává, že pahýl prochází vývojem a změnami i déle než 1 rok po amputaci. Je tedy základním úkolem ošetřujícího personálu včetně fyzioterapeuta, aby o amputační pahýl pečovali pod dohledem lékaře. Důležité je také edukovat pacienta, jak by se měl o pahýl starat. To je jistě pozitivní, protože pacienta aktivně zapojujeme do procesu rehabilitace a zajišťujeme jeho spolupráci.

### **2.2.1 Konkrétní postupy fyzioterapie**

Jednou z metod fyzioterapie, která se zahajuje již časně po amputaci, je bandážování pahýlu. Provádí se zpravidla elastickým obinadlem, které slouží k mírnění otoku a také tvarování pahýlu do kýženého kónického tvaru. Místo elastického obvazu lze použít i kompresních návleků a punčošek. Nejlépe se pahýl zabandážuje tak, že v proximální části pahýlu začne několika otočkami, poté se pahýl obtočí podélně přes jeho vrchol, zase se přichytíme proximálně a klasovým způsobem se zakončuje. Autoři Engstrom a Van de Ven (1999) uvádí, že bandážování převážně ovlivňuje otok a že tvar pahýlu bandážováním měnit nelze, aniž by se vyvolalo nebezpečí porušení lokální cirkulace krve v pahýlu, tudíž že bandážování zvyšuje riziko poškození měkkých tkání. A proto výše zmínění autoři více doporučují kompresní ponožky a návleky. I Marshall a Stansby (2010) preferují používání kompresních návleků. Kozáková, Janura a Rosický (2009) ovšem uvádějí, že z důvodu ekonomické nenáročnosti je bandážování stále nejčastěji užívanou technikou krytí pahýlu i přes výše zmíněné možné nevýhody. Vedle aplikace bandáží a kompresních návleků na pahýl se k zmenšování otoku používá

polohování pahýlu v elevaci a aktivní cvičení svalů pahýlu. Nejlepší způsob, jak dosáhnout redukce otoku, je aktivace svalové mikropumpy dosažená kontrakcí svalů pahýlu. Pacient s podkolenní amputací si tedy představuje dorzální a plantární flexi v hlezenním kloubu (Engstrom & Van de Ven, 1999).

Polohování pacienta po operaci se dle Kálala (2009) provádí zejména jako prevence kontraktur, zejména těch flekčních. Tyto posléze mohou znemožnit či znesnadnit vybavení pacienta protézou, případně limitovat zvládnutí správného chůzového stereotypu. Flekční kontraktury postihující pacienty s transtibiální amputací se týkají kyčelního a kolenního kloubu. Kozáková, Janura a Rosický (2009) tedy považují za prvořadé edukovat pacienta k samopolohování. V případě podkolenní amputace zamezujeme vzniku flekční kontraktury kolene tak, že kloub musí spočívat v plném natažení, a to ihned od operace. Pokud tohoto stavu není pacient schopen dospět aktivitou vlastních extenzorů, musí mu fyzioterapeut pomoci pasivním protažením. Ten by se poté měl snažit cviky založenými na kontrakci m. quadriceps femoris udržovat tento stav. Velké riziko flekčních kontraktur v kyčli a v koleni hrozí při dlouhodobém sedu na ortopedickém vozíku. Ten by proto měl být vybaven nastavitelnými deskami pro podporu pahýlu a jeho možnému polohování do extenze i během doby strávené na vozíku (Engstrom & Van de Ven, 1999). Pejšková a Mareček (2010) zmiňují možnost vyhotovení polohovací ortézy kolenního kloubu.

Pahýl je potřeba také otužovat, aby si zvykl na zatížení tlakem, které bude potřeba pro používání protézy. Důležité je s otužováním začít až po zhojení operační rány. Otužováním snižujeme hypersenzitivitu kožního krytu pahýlu a snažíme se o zlepšení propioceptivní funkce pahýlu. Pahýl začínáme otužovat hlazením, míčkováním, poklepovými masážemi či třením ručníkem. Lze také pahýl sprchovat proudem teplé a studené vody, přičemž končíme chladnou (Kálal, 2009). Ve stoje pak lze provádět otužování opíráním se spodní plochou pahýlů o lůžko či židli. Pokud pacient dobře zvládá, lze cvičit odtlačování nejrůznějších předmětů, případně využít tlak do měkkého míče.

V rámci péče o pooperační jizvu je nutné, aby se jizva nepřichytila k podkoží či ke kosti. Musíme tedy udržovat mobilitu a posunlivost měkkých tkání v jejím okolí a tuto péči naučit i pacienta. Lehkou masáž měkkých tkání lze provádět i před extrakcí stehů, zpočátku však s vyhýbáním se jizvě, aby nedocházelo k rozestoupení rány. Po extrakci stehů lze provádět péči o jizvu samotnou pomocí tlaku prstů, posunování vrstev

měkkých tkání a protažení kožní řasy. S mobilizací jizvy začínáme až poté, kdy je rána dobře uzavřená (Kozáková, Janura, & Rosický, 2009).

Z arzenálu přístupů fyzikální terapie lze k usnadnění hojení jizvy použít laser či biolampu. Podstatou jejich fungování je biostimulační účinek na živé tkáně, spočívající v aktivaci tvorby kolagenu, novotvorby cév, regeneraci postižených tkání a zrání epitelu. Tyto faktory přispívají k urychlení reparačních mechanismů (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Základ fyzioterapie pacienta po amputaci dolní končetiny tvoří léčebná tělesná výchova. Ta by měla být zaměřena na získání dostatečné fyzické kondice, zvětšení svalové síly a na nácvik balance a koordinace. Kondiční, celotělové, cvičení zlepšuje funkci kardiovaskulárního systému a zvyšuje adaptaci organismu na pohybovou zátěž, podporuje správnou trofiku svaloviny a kostí, zvyšuje rozsah pohybu v kloubech, působí pozitivně na svalovou sílu (Hromádková et al., 1999).

Určitě by nemělo být opomenuto posilovací cvičení zaměřené zejména na horní končetiny a na zachovanou dolní končetinu. K tomu lze použít přídatných závaží, odporů, či pružných tahů. Síla výše zmíněných partií je nezbytná pro sebeobsahu, mobilitu, vertikalizaci a lokomoci. Včasná vertikalizace hraje obrovskou roli pro fyzický i psychický stav pacienta s amputací na dolní končetině (Hromádková et al., 1999).

Balanční a koordinační cvičení vedou ke zvýšení stability pacientů s podkolenní amputací. Proto rovnovážná cvičení jsou nedílnou součástí rehabilitačního programu (Yi-Ying & Ting, 2007; Damayanti, Kujur, & Sau, 2009). Správná koordinace zkvalitňuje provedení daného pohybu. Přenášení hmotnosti z jedné dolní končetiny na druhou se bez dostatečné koordinace a rovnováhy neobejde. Náročnější jsou rovnovážná cvičení ve stoji, která většina starších pacientů nemusí vůbec zvládat. Při nich je nutné jistit pacienta před upadnutím. Zdatní jedinci mohou cvičit úklony trupu ve stoji, trénovat stoj na zachované dolní končetině nebo posilovat zdravou dolní končetinu podřepy či poskoky. Hlídáme stabilizaci pánve ve frontální rovině. Doporučuje se i výcvik rovnováhy provádět metodou rytmické stabilizace v různých pozicích, kdy pacient má za úkol držet rovnovážnou pozici proti vnější síle, kterou ho terapeut vychyluje (Engstrom & Van de Ven, 1999; Hromádková et al., 1999).

Hromádková a kolektiv (1999) popisují, že s pacientem amputovaným na dolní končetině je důležité provádět i nácvik pádů. Začíná se v kleku a pacient se snaží pádem vpřed zachytit o obě horní končetiny s brzděním klikem. Z vyšších poloh by měl pacient

padat na jednu horní končetinu a převalit se přes loket a rameno na záda. Nutno dodat, že tento nácvik se musí provádět na měkkém povrchu, aby tak byla zajištěna bezpečnost pacienta. Taktéž ne u všech pacientů se trénink pádů provádí s ohledem na věk, zdravotní stav a zhodnocení benefitů z dané činnosti.

Ještě před vybavením pacienta protézou lze provádět nácvik chůze. Pokud pacient zvládne tříbodový model chůze s berlemi, stane se relativně nezávislým na svém okolí. Chůze bez protézy je oproti chůzi s protézou mnohem energeticky náročnější. Aby byl pacient vůbec schopen zahájit nácvik chůze, musí mít již určitou vytrvalost. Proto je potřeba stupňovat pacientovu zátěž pozvolna. Nedostatečná fyzická kondice je totiž častým limitujícím faktorem pro chůzi pacientů s transtibiální amputací (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Zvládnutí samostatné chůze limituje celkový zdravotní stav pacienta, svalová síla, rozsah pohybu a stabilita kloubů, a také míru adaptace pacienta na operační výkon a na použitou protézu. Zvládnutí chůze se hodnotí podle potřebných kompenzačních pomůcek (typ hole a jejich počet), zvládnutí konkrétního chůzového stereotypu (třídobá nebo střídavá chůze) a dle vzdálenosti a typu terénu, jaký je pacient schopen zdotat (Pejšková & Mareček, 2010). Je pochopitelné, že na provedení chůze a energetickou náročnost pohybu pacienta má konečná délka reziduální končetiny významný vliv. Souvislost výšky amputace s následnou funkcí a využíváním končetiny popsal Way et al. (1998). Udává, že při chůzi s protézou po transtibiální amputaci je energetický výdej o 10–40 % vyšší v porovnání s normální chůzí.

Hromádková a kolektiv (1999) popisuje, jak se může pacient o berlích pohybovat v době, kdy ještě není vybaven vhodným typem protézy. Doporučuje chůzi švihem, s podporou dvou podpažních berlí. Chodidlo a koncovky berlí tvoří stabilní opěrnou základnu trojúhelníkového tvaru. Pacient přenesou svou hmotnost na berle, zhoupnutím přesune tělo dopředu a zdravá dolní končetina přešlápne dopředu, nakonec berle předsune dopředu a celý cyklus se opakuje. Při chůzi do schodů je pacient opřen do berlí celou vahou, zachovaná dolní končetina vystoupí na schod, pacient přenáší váhu na tuto nohu a současně přikládá obě berle. Chůzi ze schodů zahájí přenosem váhy na zdravou nohu, přesunem obou berlí o schod níže, poté přenesou hmotnost do berlí a přisunou dolní končetinu.

Kinezioterapie může sehrát důležitou roli i v terapii fantomových bolestí. Hromádková a kolektiv (1999) doporučuje fantomovou gymnastiku, při které pacient imaginárně cvičí amputovanou dolní končetinou. Zahraniční autoři nabízí možnost využití zrcadlové terapie (z angl.: mirror therapy). Ta je založena na faktu, že náš

mozek při zpracování dostředivých informací dá přednost vizuální informaci před somatosenzorickou zpětnou vazbou. Procesem kortikální reorganizace, zmíněným v dalším textu, dochází k tlumení fantomové bolesti. Konkrétně navrhuji velice jednoduchý postup terapie, při kterém se mezi dolní končetiny pacienta vloží zrcadlo a pacient nahlíží ze strany zdravé dolní končetiny na její odraz a sleduje její pohyb. To navozuje iluzi, jako by amputovanou končetinu stále měl a svedl s ní pohybovat (Darnall, 2009; Hsu & Cohen, 2013).

### **2.2.2 Škola chůze**

Při reedukaci chůze se pacient seznamuje s protézou a jejími jednotlivými komponentami. Musí se naučit správnému stoji, přenášení váhy, úrokům do stran, ná kroky dopředu a dozadu, natahování se po různých předmětech, a také zcela zatížit protézu. Po zvládnutí těchto prvků se začíná nácvikem vlastní chůze s protézou. Je vhodné použití zrcadla k obohacení pacientovy zpětné vazby. Cílem je přijmout protézu do tělesného schématu a minimalizovat funkční deficit. Zprvu trénuje chůzi v bradlovém chodníku, u madla s oporou jedné francouzské hole (FH) nebo podpažní berle (PB), po rovině se dvěma FH, pokračuje nácvikem zdolávání schodů, a nakonec se vydá do terénu, kde se setkává s nerovnostmi, jako jsou obrubníky a podobně. Škola chůze pokračuje skupinovou terapií, která má již výše zmiňovaný výrazný pozitivní sociální efekt pro pacienta. Lze použít i prvky hry, labilní plošiny nebo rytmus hudby a tím vytvořit terapii pro pacienta zábavnou (May, 2002; Vrablicová et al., 2008; Pejšková & Mareček, 2010).

Kromě nápravy škod se staráme i o zapojení pacienta do běžných denních i rekreačních aktivit. To má význam i pro sociální začlenění klienta. V neposlední řadě jde o udržení zdraví a pohody (Legro, Reiber, Czerniecki, & Sangeorzan, 2001).

## **2.3 Protézování dolní končetiny**

Vybavení pacienta protézou je součástí procesu léčebné rehabilitace stavu po amputaci dolní končetiny. Protetická náhrada se snaží co nejvíce kompenzovat funkční a somatický deficit pacienta po amputaci. Umožňuje lepší bipedální lokomoci a vykonávání běžných denních činností, včetně zapojování se do volnočasových aktivit. Pouze individuálně zvolená a vyhotovená protéza může s úspěchem nasimulovat něco tak složitého, jako je původní končetina se všemi svými funkcemi, zejména opornou,

lokomoční a balanční (Pejšková & Mareček, 2010). Dobře padnoucí a optimálně fungující protéza má také psychologickou výhodu v lepším vnímání amputace samotným pacientem a obnovení vnímání tělesného schématu (Tantua, Geertzen, van den Dungen, Breek, & Dijkstra, 2014). Za důležité je považováno včasné vybavení prozatímní protézou, jež může výrazně urychlit pooperační část rehabilitace pacienta. Tato provizorní protéza se konstrukčně neliší od té definitivní. Její výhody tkví v tom, že ji aplikujeme na pacienta ihned po zhojení rány a pahýl se v ní tvaruje lépe než v kompresním návleku a dovolí pacientovi časnou bipedální lokomoci (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Rozlišujeme protézy exoskeletové a endoskeletové. U exoskeletových protéz je stavebními díly zajištěna funkce i tvar protézy a v případě endoskeletových protéz je funkce zajištěna stavebními moduly, zatímco vnější vzhled tvoří kosmetické krytí (Gallo et al., 2011). Další používané členění protéz je podle toho, v jaké fázi rehabilitačního procesu jsou použity, a to na výše zmíněné provizorní a definitivní protézy (Seymour, 2002).

Úspěšné protézování je takové, při kterém pacient efektivně využívá svou protézu. Roli hraje technická stránka věci, tedy výběr typu protézy, kvalita operačního výkonu, motivace pacienta (Vrablicová et al., 2008). Časné vybavení protézou vede k dosažení zpět plné kvality života pacientů s transtibiální amputací a mělo by být jedním z hlavních cílů. Před montáží definitivní protézy však musí být odstraněn otok, zahojená jizva, tvar pahýlu musí být kónický a objem pahýlu musí být již neměnný (Kozáková, Svoboda, Janura, Elfmark, & Nedvědová, 2009; Tantua, Geertzen, van den Dungen, Breek, & Dijkstra, 2014).

Protézu může u nás předepsat smluvní lékař pojišťovny s odborností ortopedický protetik, chirurg, ortoped, rehabilitační lékař a neurolog. Novou protézu lze pacientovi předepsat každé dva roky s tím, že veškeré úpravy a servis hradí zdravotní pojišťovna. Zájmem je, aby první, takzvaná prozatímní protéza, byla pacientovi vyhotovena co nejdříve po amputaci. Protože tvarování pahýlu může být dlouholetá záležitost, dle níže uvedených autorů trvající i roky, přidělí se pacientovi definitivní protéza, až když je pahýl stabilní. Technické provedení protézy se přizpůsobuje funkčním schopnostem a stavu pacienta, což posuzuje protetik ve spolupráci s lékařem. V rámci takzvaných potenciálních funkčních schopností uživatele protézy se posuzuje kompletní anamnéza pacienta, současný stav pacienta, zaměřený nejen na stav pahýlu, ale i další zdravotní aspekty a v neposlední řadě hraje důležitou roli pacientova pozitivní motivace využívat protetickou náhradu. Zdravotní pojišťovny u nás používají členění pacientů do pěti

kategorií podle stupně jejich aktivity (Tabulka 1), což je určující pro následný výběr jednotlivých komponent protéz. Pochopitelně ne všichni pacienti mají optimální motivaci pro rehabilitaci. Pouze 70–90 % pacientů využívá svou protézu správně a efektivně (Kálal, 2009; Pejšková & Mareček, 2010).

**Tabulka 1** Rozdělení pacientů dle stupně jejich aktivity (Kálal, 2009).

Stupeň aktivity	Název kategorie	Terapeutický cíl
0	Nechodící pacient	Dosažení kosmetického vzhledu uživatele. Pohyb na vozíku.
1	Interiérový typ	Zabezpečení stoje. Umožnění chůze v místnosti.
2	Limitovaný exteriérový typ	Využití protézy v interiéru a omezeně v exteriéru. Pacient je schopen chůze s protézou omezenou dobu a je schopen překonat pouze malé přírodní nerovnosti a bariéry.
3	Nelimitovaný exteriérový typ	Využití pomůcky k chůzi v interiéru i exteriéru bez omezení. Uživatel překonává většinu přírodních nerovností a bariér, bývá schopen práce za ulehčených podmínek.
4	Nelimitovaný exteriérový typ se zvláštními požadavky	Terapeutický cíl není stanoven. Je určen pro plně pracující jedince.

### 2.3.1 Stavba protézy dolní končetiny

Základní součásti transtibiální protézy jsou pahýlové lůžko, pomocné části a periferie protézy. Pahýlové lůžko je nejdůležitější částí protézy a udává především komfort protézy, zatímco periferie se stará spíše o mechanické vlastnosti protézy (Matějček, 2005). Tvoří hranici mezi pahýlem a zbytkem protézy a musí být navrženo a konstruováno tak, aby docházelo k optimálnímu přenosu zatížení, stabilitě a efektivní ovladatelnosti a tím co nejlepší mobilitě protézy. To, zda pacientovi lůžko dobře sedí, je nejdůležitějším faktorem dále ovlivňujícím pacientovu celkovou spokojenost a celý proces rehabilitace (Sahandi, Sewell, Noroozi, & Hewitt, 2012). Pahýlové lůžko se skládá z věnce, stěny a dna. Věncem má vymodelované opěrné plochy sloužící k přenosu největší části pacientovy zátěže. Střední část tvoří stěny pahýlového lůžka. Dno je dolní



část a je svým tvarem přizpůsobeno tvaru konce pahýlu (Kozáková, Janura, & Rosický, 2009; Gallo et al., 2011). Pokud pahýlové lůžko nesedí přesně, jak má, mohou v místě kontaktu pahýlu vznikat oděrky, puchýře, jiná podráždění kůže či otoky. Lůžka se rozdělují dle kvality kontaktu na rozhraní pahýlu a lůžka na kontaktní, semikontaktní a závěsná. Nejlepší funkční výsledek zajišťuje právě plně kontaktní lůžko, protože vnitřní prostředí lůžka dokonale kopíruje tvar pahýlu a je s ním tedy v plném kontaktu. Fixováno je vytvořením podtlaku regulovatelným pomocí ventilu. Jeho opakem je lůžko závěsného typu, které má tvar pouze přibližný tvaru pahýlu, proto fixace tvarem není dokonalá a je potřeba použít přídatné zařízení. S výhodou je použito tam, kdy tvar pahýlu nemá optimální parametry pro úspěšné oprotézování. Nevýhodou je však špatná ovladatelnost protézy způsobená nedokonalým kontaktem pahýlu a lůžka (Gallo et al., 2011). Podle způsobu přenášení zatížení z pahýlu na lůžko se lůžka rozdělují na typ PTB a TSB (viz Příloha 1 a 2). PTB lůžko (z angl.: Patellar Tendon Bearing socket) je konstruováno tak, že nejvíce zatížená jsou místa dobře snášející tlak. Název zavádí, protože patelární šlacha v tomto případě není nejvíc zatíženou oblastí. Hlavní zatížení je v místě pes anserinus na mediální straně tibie, kde je tlak dobře tolerován. TSB lůžko (z angl.: Total Surface Bearing socket) je charakteristické rozložením tlaků více rovnoměrně na plochu pahýlu. Současně s tímto typem lůžka se však doporučuje i užití speciálního návleku, který pomáhá ještě více rozptýlit síly působící na pahýl (Kapp & Ferguson, 2004). Autoři Pinzur et al. (2007) doplňují, že standardní lůžko transtibiální protézy je konstruováno pro přibližně 10° flexi v kolenním kloubu. Ta má za cíl odlehčit přední část holenní kosti a optimálně rozprostřít zátěž. Vyšší koncentrace zatížení spočívá na antero-mediální a antero-laterální ploše metafýzy tibie. Autoři Seelen, Anemaat, Janssen a Deckers (2003) ve své studii měřili, jaké účinky má nastavení protézy v antero-posteriorním směru, na rozložení tlaku na rozhraní lůžka a pahýlu během stoje a chůze. Výzkumný vzorek tvořilo 17 jedinců s jednostrannou transtibiální amputací. Nastavení protézy prováděli vkládáním 0,5 cm vysokého klínku pod přední nebo zadní část chodidla, čímž měnili postavení v protetickém hlezenním kloubu. Ve stoji způsobilo podložení paty v průměru 30,4% pokles tlaku v oblasti patelární šlachy a 40% nárůst tlaku v distální části tibie. Naopak podložení předonoží se tlak vyvíjený na distální část tibie snížil o 30 %. Antero-posteriorní nastavení protetického chodidla nemělo signifikantní vliv na změnu tlaku v místě hlavičky kosti holenní. Podložení paty při chůzi způsobilo zvýšení maximální hodnoty tlaku o 11,5 %. Střední hodnoty tlaku při chůzi vzrostly o 22,7 %, při podložení paty a klesly o 8,8 %

při podložení předonoží. V další studii se Dou, Jia, Suo, Wang a Zhang (2006) věnovali měření rozložení tlaku na pahýlu během chůze po rovném povrchu, ve svahu, po schodech u osob s jednostrannou transtibiální amputací. Zvýšení tlaku bylo zaznamenáno zejména při chůzi po schodech, a to největší v místě patelární šlachy, chůze do svahu naopak vedla ke snížení tlaku v oblasti ligamentum patellae. Autoři Yeung, Leung, Zhang a Lee (2013) provedli studii zabývající se vlivem 1 hodinu trvající chůze na změny tlaku na přechodu pahýlu a pahýlového lůžka, dále na citlivost pahýlu a subjektivní pocity. Studie se zúčastnilo 5 mužů s jednostrannou transtibiální amputací používající PTB typ protézy. Měření tlaku uvnitř protetického lůžka proběhlo před započítím chůze, po půl hodině, a nakonec po ujití celé hodiny. Samotné měření tlaků se provádí prostřednictvím senzorů umístěných na vnitřní straně lůžka a konkrétně v oblasti patelární šlachy, antero-laterální a antero-mediální strany tibie a v místě podkolenní jamky. Bezprostředně po zahájení chůze došlo k značnému nárůstu tlaku v měřených místech, avšak po hodině chůze tento tlak klesl při ligamentum patellae o 18,4 % a v antero-mediální části tibie o 20,5 %. Subjektivní pocit únavy po hodině chůze tak byl způsoben zejména slabostí plantárních flexorů nohy na zdravé dolní končetině, což je dáno především asymetrickým vzorem chůze pacientů s unilaterální transtibiální amputací. Ten je charakteristický delším trváním stojné fáze zdravé dolní končetiny a vyšší reakční silou podložky na těžší straně. Zhang a Roberts (2000) provedli výzkum na pacientech s jednostrannou transtibiální amputací a přináší konkrétní hodnoty tlaku naměřené na přechodu pahýlu a lůžka typu PTB. Maximální tlak se naměřil v oblasti ligamentum patellae a měl hodnotu 226 kPa, nejvyšší smykové napětí (50 kPa) zaznamenali v antero-laterální oblasti tibie.

Nadměrný tlak mezi pahýlem a lůžkem protézy může výrazně snižovat schopnost pacientů s transtibiální amputací se pohybovat v terénu či překonávat nejrůznější překážky. Tento zvýšený tlak se přenáší do skeletálního systému a poškozuje pokožku v místě kontaktu. Hodnoty tlaku pomáhá snižovat speciální vložka mezi pahýlem a lůžkem. Ta zvyšuje komfort při nošení protézy a také redukuje riziko poškození pokožky. Právě na nepohodlí si pacienti s transtibiální amputací vybavení protézou často stěžují (Ali, Abu Osman, Arifin, Gholizadeh, Abd Razak, & Abas, 2014).

Na protéze dále rozlišujeme pomocné díly zahrnující pásky a řemínky. Jejich funkcí je zlepšení stability mezi lůžkem a pahýlem. Periferii transtibiální protézy tvoří trubkovitý adaptér na spodině pahýlového lůžka, k němuž je připojen tibiální segment.

Tibiální segment je trubkovitá konstrukce, která je vybavena tlumičem nárazů a točivého momentu. Absorber torzního pohybu redukuje množství tření mezi pahýlem a lůžkem v momentech, kdy protézovaná končetina se stane stojnou a celé tělo kolem ní rotuje. Tlumič nárazů zase zlepšuje komfort chůze. Na konci trubkovité konstrukce je připojeno protetické chodidlo (Engstrom & Van de Ven, 1999; Gallo et al., 2011).

Funkce protetického chodidla jsou simulace pohybů kloubů nohy, tlumení nárazů, stabilní opora, simulace svalů nohy a také kosmetická funkce. Chodidel je celá řada, od jednoduchého typu SACH (Solid Ankle Cushion Heel) představující tuhé chodidlo z pevného kýlu, až po dynamický typ moderního chodidla, které ukládá energii pomocí flexibilního kýlu a tuto energii může využít při odrazové fázi kroku. To má za následek větší plynulost pohybu a chůze je podobnější chůzi zdravé populace (Esquenazi, 2004).

Zvolený typ a výsledné nastavení všech komponent protézy je do značné míry rozhodující proměnná pro posturální stabilitu a bipedální lokomoci pacientů s transtibiální amputací (Paráková, Míková, & Janura, 2007). Nastavení protézy má na starosti protetik (Kozáková, Janura, & Rosický, 2009). Svoboda (2008) rozlišuje statické a dynamické nastavení protézy. Statické nastavení zaručuje nastavení protézy se zajištěním stability ve stoji, zatímco dynamické nastavení má za cíl poupravit statické nastavení s ohledem na chůzi. Provádí se tak, že protetik sleduje chůzi pacienta při různém nastavení a dle zpětné vazby od něj provádí úpravy (Kapp & Ferguson, 2004). Správné nastavení protézy je zárukou optimální funkce protézy a významným způsobem se podílí na komfortu a způsobu života uživatele protézy. Nevhodně zvolená velikost protézy a nevhodné úhlové nastavení jednotlivých komponent může vést k nestabilitě v kloubech, nepohodlím, zvýšení energetické náročnosti při užívání protézy, přetěžování zachovalé dolní končetiny, změnou reakční síly podložky a asymetrii v rozložení tlaků (Svoboda, 2008).

## **2.4 Postura, posturální kontrola, posturální stabilita**

Postura je aktivní držení jednotlivých tělních segmentů proti působení zevních sil (hlavně proti síle tíhové) a vždy obsahuje zpevnění osového orgánu, tedy pánve, páteře, trupu, krku a hlavy. Je zajišťována aktivně činností svalů řízenou prostřednictvím CNS a realizována anatomicky definovaným pohybovým systémem při respektování principů biomechaniky (Vařeka, 2002). Pojmem posturální kontrola rozumíme komplexní koordinovanou motorickou schopnost, která se stará o udržení či znovunabytí

vzpřímené polohy těla v prostoru, udržování postury. Je založená na interakci senzomotorických procesů. Za dva hlavní cíle posturální kontroly se považuje posturální orientace a posturální stabilita, též se používají pojmy jako posturální balance nebo posturální rovnováha. Posturální kontrola tvoří základ pro všechny pohybové aktivity. Na dostatečné posturální kontrole závisí efektivní provádění všedních denních činností, jako je například chůze či manipulace s předměty (Horak, 2006). Hlavními mechanismy posturální kontroly, které organismus má, je zpětná vazba (z angl.: feedback) a předvídání (z angl.: feedforward) (Míková, 2006). Pomocí principu zpětnovazebné kontroly dochází neustále k přenastavování úrovně svalového napětí (Scholz et al., 2007; Králíček, 2011). Jako posturální stabilita se označuje schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnitřních i vnějších sil tak, aby nedošlo k pádu. Shumway-Cook a Woollacott (2007) ji definovaly jako schopnost kontrolovat těžiště těla vzhledem k jeho opěrné bázi, s minimálními posturálními výkyvy. V podstatě jde o udržení projekce těžiště do opěrné báze. Průmět těžiště do roviny opěrné báze se značí CoG (z angl.: Centre of Gravity). K jejímu zachování jsou nezbytné intaktní sensorické strategie umožňující vnímání polohy těla (CoG vzhledem k opěrné bázi a působení gravitační síly) v prostoru. To je založeno na syntéze informací z vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému- proprioreceptory a exteroceptory (Horak, 2006). Posturální stabilita je porušena při nedostatku kteréhokoliv systému podílejícího se na jejím udržování. Tento stav vede k posturální instabilitě. Důležité je, že uvedené systémy nejsou schopny samostatně určit polohu COG. Zrak dokáže vyhodnotit polohu očí a hlavy vzhledem k okolním objektům, vestibulární aparát informuje o změnách polohy hlavy a somatosenzorický systém poskytuje informace o postavení jednotlivých segmentů těla vůči sobě vzájemně a vůči opěrné bázi (Kolářová, 2012). Viton et al. (2000) dodává, že z důvodu ztráty končetiny nemohou jedinci s transtibiální amputací používat proprioceptivní informaci z akra nebo použít distální svaly k realizaci správného nastavení těla v prostoru a udržení rovnováhy.

Udržování rovnováhy je multifaktoriální záležitostí. Zdolávání schodů či různých stupínků je důležitým faktorem funkční nezávislosti u lidí s amputací na dolní končetině. Umožňuje jedincům jít nakupovat, používat veřejnou dopravu, přístup do veřejných budov a být společensky aktivní (Gill, Kelley, Williams, & Martin, 1994). Obtíže v provádění těchto aktivit může nejen snížit jejich nezávislost, ale také je vystavuje zvýšenému riziku pádů (Jones, Twigg, Scally, & Buckley, 2006). Lidem

s amputací dolní končetiny dělá problémy hlavně dynamická rovnováha, zejména v antero-posteriorním směru (Horak, 2006). Toto potvrdili ve své studii i autoři Buckley, O' Driscoll a Bennett (2002). Výzkumu se zúčastnilo šest aktivních fotbalistů, tři s transtibiální a tři s transfemorální amputací z traumatické příčiny. Všichni probandi používali PTB plně kontaktní protetická lůžka s návleky. Kontrolní skupinu tvořilo 6 zdravých mužů. Výsledky práce prokázaly horší dynamickou rovnováhu ve směru antero-posteriorním než ve směru medio-laterálním u pacientů s amputací na dolní končetině oproti zdravým jedincům. Kromě toho se ukázala i horší statická rovnováha jedinců s amputací. Výsledky poukazují na význam hlezenního kloubu při udržování rovnováhy v situacích, které se týkají pohybů těla v sagitální rovině.

Miller, Speechley a Deathe (2002) hodnotili důvěru ve vlastní posturální bilanci u pacientů s amputací na dolní končetině. Studie se zúčastnilo celkem 435 jedinců. K hodnocení byla použita ABS škála (Activities-specific Balance Confidence). V této škále lze dosáhnout maximálně 100 bodů, testovaný vzorek obdržel 63,8 bodů v průměru. Toto číslo napovídá tomu, že mezi jedinci s amputací na dolní končetině je rozšířena nedůvěra a obava z udržení rovnováhy.

#### **2.4.1 Hodnocení posturální stability**

Za objektivní nástroj hodnocení posturální stability se považuje hodnocení posturální stability pomocí posturografie. Jejím cílem je určení výchylek těla vyhodnocením poloh působíště vektoru reakční síly tzv. centre of pressure (CoP). Přesná poloha CoP je dána nejen polohou těžiště, ale i řídicí funkcí CNS-na pozici CoP má aktivita svalů bérce významný vliv (Vařeka, 2002). Autoři Janura, Vařeka, Lehnert a Svoboda (2012) udávají, že silové plošiny jsou nejčastěji užívané pro hodnocení posturální stability při statických i dynamických podmínkách. Mezi nejpoužívanější patří plošiny Kistler (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) a AMTI (AccuSway Plus, AMTI, Watertown, MA, USA), které jsou schopny zaznamenat velikost amplitudy výchylek CoP v medio-laterálním a antero-posteriorním směru, délku trajektorie CoP, kterou urazí v průběhu měření a plochu konfidenční elipsy. Ta je charakterizována jako výsledná plocha zobrazující 95 % poloh CoP. Dále je možné vypočítat údaje o rychlosti pohybu CoP a frekvenci výchylek CoP (Kolář, 2009). Prostřednictvím jednotlivých testů můžeme provádět standardizovaná hodnocení podílu jednotlivých senzoričkových systémů na bilanci ve stoji nebo volní koordinaci pohybů těžiště těla v prostoru. Na základě počítačově zpracovaných výstupních dat

z posturografické silové plošiny můžeme objektivně stanovit aktuální funkční ztrátu v posturální kontrole a schopnost funkční adaptace a kompenzace jedince (Kolářová, Janura, & Krobot, 2011).

Z nejčastěji hodnocených parametrů se rychlost pohybu CoP jeví jako nejsenzitivnější ukazatel posturální stability (Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005). Toto tvrzení doplňují autoři Buckley, O' Driscoll, & Bennett (2002) a dodávají, že jedinci vykazující větší exkurze a rychlost pohybu CoP jsou méně stabilní, a proto vykazují horší rovnováhu. Pacienti s amputací na dolní končetině mají výchylky CoP větší než zdraví lidé. Uživatelé protézy mají na zdravé dolní končetině zvýšené exkurze pohybu CoP v medio-laterálním a antero-posteriorním směru a zvýšenou průměrnou rychlost CoP v těchto směrech. V posturálně náročnější situaci mají pacienti zvýšená opatření nestability a exkurzí CoP v antero-posteriorním směru při srovnání se zdravými jedinci (Rusaw, 2011). K opačným závěrům došli autoři Cofré Lizama, Pijnappels, Reeves, Verschueren a van Dieën (2013). Podle nich jedinci více ohrožení pády, kam patří zejména starší populace nebo např. pacienti po amputaci, mají větší problém s posturální kontrolou v medio-laterálním směru.

Lee a Powers (2013) použili ve své studii k hodnocení dynamické rovnováhy velikost exkurzí CoP. Výzkumný vzorek tvořili pacienti s narušenou kotníkovou strategií z důvodu předchozího cvičení a unavení abduktorů kyčelního kloubu. Zjistilo se totiž, že existuje přímá souvislost mezi vyčerpanými abduktory kyčle a následnou inverzní distorzí kotníku. Studie se zúčastnilo 30 probandek. Cvičení k unavení abduktorů kyčle sestávalo z provádění abdukce v pozici na boku. Po seskoku a dopadu na jednu nohu byl pozorován významný nárůst výchylek CoP v medio-laterálním směru. Vrieling et al. (2008) udává, že lidé s amputací na dolní končetině mají pokles exkurzí CoP na protetické straně, naopak na nepostižené straně jsou exkurze větší. Na nepostižené straně spočívala většina hmotnosti těla jedinců s amputací.

Viton et al. (2000) svou studii zaměřili na hodnocení strategií kontroly rovnováhy a pohybu u pacientů s transtibiální amputací. Do studie bylo zahrnuto 5 pacientů s unilaterální transtibiální amputací z traumatické příčiny a 5 zdravých jedinců. Autoři si všímali zejména koordinace v přechodu mezi rovnovážnou a dynamickou pozicí při přechodu mezi bipedálním stojem a stojem na jedné dolní končetině. Na tělo probandů se bilaterálně rozmístilo celkem 12 značek odrážejících světlo. Pohyby těchto značek byly zaznamenány infračervenou kamerou. Velikost reakční síly podložky se zaznamenala pomocí silové plošiny Kistler. Výsledky ukázaly, že když byla zdravá

dolní končetina oporná, 30 % pokusů bylo hodnoceno jako nestabilních, v případě stoje na protetické straně to bylo 32 %. Signifikantní rozdíl byl shledán mezi skupinou TTA a kontrolní skupinou v době trvání přesunu hmotnosti a ve velikosti posunu CoP.

Autoři Kozáková, Svoboda, Janura, Elfmark a Nedvědová (2009) zkoumali posturální stabilitu jedinců s transtibiální amputací. Bylo zjištěno větší zatěžování zdravé dolní končetiny až o 22,8 %. Dodávají, že v případě pacientů vybavených protézou po delším čase lze vidět větší asymetrie v rozložení tělesné hmotnosti mezi oběma dolními končetinami, stejně jako vyšší rozsah pohybu a rychlosti CoP. Rychleji vyhotovená protéza naopak míru těchto asymetrií snižuje. Viton et al. (2000) navrhuje možnost použití biofeedbacku CoP ke zlepšení jeho kontroly. Toto již bylo použito například u pacientů s hemiparézou.

Neexistuje testovací situace, jak klinická, tak experimentální, která by hodnotila zároveň všechny komponenty, které se na kontrole posturální stability podílejí (Horak, 2006).

#### **2.4.2 Restabilizace**

Výchytky CoP a jejich restabilizace může být použita jako nástroj k měření stabilizačních reakcí na nečekané vyvedení z rovnováhy (Kováčiková et al., 2015). K detekci posturální instability se běžně používá test stoje na jedné dolní končetině. Vhodnější se však jeví používání více dynamických testů. Čas potřebný ke stabilizaci (TTS z angl.: Time To Stabilization) nám říká, jak rychle je jednotlivec schopen stabilizovat po předchozím seskoku nebo po vyvedení z rovnováhy způsobeném vnějšími či vnitřními silami. Jedná se v podstatě o schopnost udržovat rovnováhu při přechodu z dynamických do statických podmínek. Je to metoda používaná pro analýzu dynamické posturální stability, často u pacientů s funkční instabilitou kotníku (Ross & Guskiewicz, 2004) a poruchou předního zkříženého vazy v kolenu (Colby et al., 1999, Webster & Gribble, 2010). U pacientů s amputací dosud nebyla restabilizace po seskoku hodnocena. Vzhledem k tomu, že výpočty času restabilizace jsou založeny na vektorech reakčních sil podložky, může provedení skoku a úhel dopadu ovlivnit hodnocení. To prokázali i Liu a Heise (2013) ve své studii. Dvacet sportovkyň provádělo skoky různými směry a vždy byla zjištěna větší rychlost pohybu CoP ve směru shodném se směrem skoku (Liu & Heise, 2013). Velmi vhodné je jeho použití u sportovců, protože přistání a doskok jsou pohyby vyskytující se v mnoha sportovních odvětvích (Ross, Guskiewicz, & Kaminski, 2003). V metodách výpočtu času stabilizace

panuje velká rozmanitost. Popsat je lze na základě různých aspektů, typicky však dle použitého vstupního signálu-vertikální, medio-laterální nebo antero-posteriorní směr vektoru reakční síly podložky (Fransz, Huurnink, de Boode, Kingma, & van Dieën, 2015). Čas stabilizace lze využít také jako měřítko neuromuskulární kontroly, která zahrnuje smyslové i mechanické systémy tak složitého a komplexního úkolu, jakým dopad po seskoku je. Autoři Wikstrom, Powers, a Tillman (2004) dokonce tvrdí, že hodnocení času potřebného ke stabilizaci lze považovat za více funkční test než dosud tradičně užívané testování určování postavení v kloubu a kinestezie.

Dopad po doskoku je důležitý pohybový stereotyp, který je součástí sportovních i běžných denních aktivit a může způsobovat pády a úrazy dolních končetin (Lee, Lin, Wu, Wu, & Lin, 2012; Niu, Zhang, Fan a Zhao, 2013). Posturální stabilitu po doskoku na obě končetiny hodnotili Niu, Zhang, Fan a Zhao (2013). Podle nich existuje spojitost mezi kvalitou dynamické posturální stability a rizikem při dopadu po skoku. Ross a Guskiewicz (2004) zjistili, že jedinci s nestabilitou v kotníku potřebují oproti zdravé skupině probandů po dopadu na jednu dolní končetinu delší čas ke stabilizaci. V rámci své studie analyzovali čas potřebný ke stabilizaci u 10 jedinců se stanovenou funkční nestabilitou kotníku a u 10 jedinců se stabilními kotníky. Nestabilita kotníku může způsobit zhoršenou schopnost stabilizovat se po přistání na jednu nohu. Rozdíl v rychlosti stabilizace se projevil více v medio-laterálním směru než v antero-posteriorním směru (Ross, Guskiewicz, & Bing, 2005). Podobné informace přidává i Webster a Gribble (2010), kteří došli ke shodným závěrům u pacientů s rekonstrukcí předního zkříženého vazy. Colby, Hintermeister, Torry a Steadman (1999) hodnotili velikost a směr reakčních sil podložky při testování seskoku z vyvýšené podložky a doskoku na jedné noze u pacientů po plastice předního zkříženého vazy. Sledovaly se reakční síly podložky ve vertikálním, antero-posteriorním a medio-laterálním směru po dopadu na silovou plošinu. V testu seskoku ukázaly rozdíly ve vertikálním směru reakční síly dysfunkci operované dolní končetiny. Čas nutný ke stabilizaci byl na postižené straně oproti té zdravé téměř dvojnásobný.

Ve studii Niu, Zhang, Fan a Zhao (2013) se hodnotil seskok z výšky 32 cm, 52 cm a 72 cm a zúčastnilo se jí 8 zdravých a rekreačně sportujících mužů a žen. Měli za úkol z vyvýšených plošin dopadnout snožmo na silovou plošinu. Testovalo se na boso a hodnotila se reakční síla podložky. Nečekané bylo, že čas potřebný ke stabilizaci v antero-posteriorním a medio-laterálním směru klesal s větší výškou seskoku.



Holandští autoři Curtze, Hof, Otten a Postema (2010) provedli studii, ve které porovnávali mechanismy obnovy rovnováhy u 17 pacientů s jednostrannou transtibiální amputací a 17 zdravými jedinci. Důvodem pro tuto studii je častý výskyt pádů a jejich nebezpečí u této skupiny pacientů. K simulaci pádu se pacient nastavil do pozice náklonu celého těla vpřed o 10 %. U skupiny amputovaných byly zjištěny časové a prostorové rozdíly podle toho, jestli vyrovnání proběhlo vykročením zdravé nebo protézované končetiny. Když pacient vykročil nejprve protézovanou končetinou, reakce byla rychlejší, a také časový interval mezi heel-strike obou končetin byl kratší. Také krok byl delší s menší flexí kolene při heel-strike. Zajímavé je, že u celé skupiny lidí s amputací nebyla shledána preference mezi dolními končetinami, a také se nějaká strana neprojevila jako účinnější ve snaze o zabránění pádu.

Kováčiková a kol. (2015) hodnotili čas restabilizace po vychylování v medio-laterálním směru a jaký vliv na restabilizaci má stranová preference dolních končetin. Výzkumný vzorek tvořilo 14 fyzicky aktivních jedinců. Čas restabilizace se mezi stranami významně lišil. Při vychylování ze strany kontrolované primárně nepreferovanou (stabilizující) dolní končetinou byl čas potřebný k opětovné stabilizaci kratší než při vychylování ze strany kontrolované preferovanou dolní končetinou.

## **3 Cíl**

### **3.1 Hlavní cíl práce**

Cílem diplomové práce je zhodnotit vliv jednostranné transtibiální amputace na rovnovážné schopnosti jedince.

#### **3.1.1 Dílčí cíle**

- Porovnat průměrné hodnoty indexů stability (APSI, MLSI, VSI, DPSI) skupiny experimentální se skupinou kontrolní.
- Porovnat průměrné hodnoty času restabilizace (Stab time Fz) skupiny experimentální se skupinou kontrolní.

### **3.2 Hypotézy**

H1: Průměrné hodnoty indexů stability (ALPSI, MLSI, VSI, DPSI) jsou signifikantně vyšší u skupiny experimentální než u skupiny kontrolní.

H2: Čas restabilizace (Stab time Fz) po seskoku z vyvýšené podložky je u TTA probandů vyšší než u zdravých jedinců.

### **3.3 Úlohy**

- 1) Analýza literárních zdrojů a zpracování teoretické části práce.
- 2) Výběr vhodného testu pro hodnocení stability.
- 3) Výběr cílové skupiny testovaných probandů s transtibiální amputací a kontrolní skupiny zdravých probandů.
- 4) Realizace měření u obou sledovaných skupin.
- 5) Zpracování a analýza výsledků.
- 6) Formulování a vyvození závěrů.

## 4 Metodika práce

### 4.1 Charakteristika souboru

Experimentální skupinu (TTA) tvořilo 14 pacientů po transtibiální amputaci (3 ženy, 11 mužů), ve věku 24–55 let. Podrobnou charakteristiku souboru uvádíme v Tabulce 2. Kritéria pro zařazení do studie byla: jednostranná transtibiální amputace traumatické příčiny, minimálně jeden rok od amputace, schopnost vykonávat základní lokomoční úkony bez dalších pomůcek.

Kontrolní skupina (KS) se skládala z 12 zdravých probandů (3 ženy, 9 mužů), ve věku 23–54 let. Do kontrolní skupiny nebyli zařazeni jedinci udávající v čase výzkumu jakékoliv ortopedické, neurologické, revmatické, psychické onemocnění nebo poruchy zraku.

Na základě analýzy literatury (Campbell, Borrie, & Spears, 1989; Colledge et al., 1994; Burger & Marinček, 2001) jsme nepředpokládali významný vliv pohlaví na výsledky měření.

**Tabulka 2** Charakteristika souboru (hodnoty jsou uvedeny ve tvaru průměr ± směrodatná odchylka)

	TTA (3 ženy, 11 mužů)	KS (3 ženy, 9 mužů)
Věk (roky)	43,4 ± 9,0	42,4 ± 9,1
Tělesná výška (cm)	178,0 ± 11,8	176,2 ± 9,0
Hmotnost (kg)	89,9 ± 16,4	77,3 ± 12,2
BMI (průměr)	28,4	24,9

Legenda: TTA – skupina s transtibiální amputací, KS – kontrolní skupina, BMI – Body Mass Index (Index tělesné hmotnosti - kg/m<sup>2</sup>)

## 4.2 Organizace výzkumu

Výzkum proběhl od září 2014 do dubna 2015 a byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Všichni účastníci výzkumu byli obeznámeni s účelem výzkumu, průběhem měření a vyplnili a podepsali informovaný souhlas, v němž souhlasili se zařazením do studie a s anonymním zveřejněním výsledků. Měření se uskutečnilo na katedře přírodních věd v kinantropologii FTK UP a ve Fakultní nemocnici Hradec Králové. Před samotným měřením byl u všech probandů vyplněn anamnestický dotazník (Příloha 3) a proveden kineziologický rozbor (Příloha 4). Pro zachování objektivity se měření uskutečnila za stejných podmínek, tj. přibližně stejnou denní dobu (9–15 hodin), za účasti stejných examinátorů a s použitím stejného měřicího zařízení. Před testováním bylo probandům vysvětleno a názorně ukázáno, jak test provádět. V průběhu testování byl vždy přítomen fyzioterapeut, který poskytl pacientům jistění z bezpečnostních důvodů. Použitá vyšetřovací metoda byla neinvazivní.

## 4.3 Metody měření

Po úvodním vyšetření následovalo testování posturální stability pomocí silových plošin typu Kistler (9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko) s frekvencí záznamu 200 Hz. Hodnocen byl čas restabilizace po seskoku z vyvýšené podložky (20 cm vysoký stupínek). Test seskoku byl opakován pětkrát. Žádný z probandů neměl s měřením na silových plošinách předchozí zkušenost. Měřenými parametry byly index stability v anterior-posteriorním směru (APSI), medio-laterálním směru (MLSI) a ve vertikálním směru (VSI) a komplexní index stability (DPSI). Indexy stability jsou střední kvadratické odchylky kolem nulového bodu a měří výchylky od nulové pozice. Globální referenční soustava byla zvolena tak, že antero-posteriorní směr odpovídal ose y, medio-laterální směr ležel na ose x, a index vertikálního směru koreloval s osou z. Použité síly byly přizpůsobeny tělesné váze probandů. Analyzovala se první 3 data po iniciálním kontaktu. Zvýšené hodnoty těchto indexů svědčí o zhoršené schopnosti stabilizovat těžiště při přechodu z dynamického do statického stavu (Brown, Browser, & Orellana; 2010). Dále byla hodnocena doba stabilizace (TTS). Doba stabilizace byla vypočtena pro každou působící sílu a signál CoP za

použití techniky postupného odhadu. Algoritmus vypočítá kumulativní průměr datových bodů v sérii postupným přidáním jednoho bodu v danou chvíli. V praxi to vypadá tak, že po prvním bodu se vypočítá průměr prvních dvou datových bodů, potom se vypočítá průměr prvních tří datových bodů atd. Poslední výpočet byl průměr všech bodů v řadě. Série byla považována za stabilní, když sekvenční průměr zůstal v jedné čtvrtině směrodatné odchylky celkového průměru série (Colby, Hintermeister, Torry, & Steadman, 1999).

#### **4.4 Analýza dat**

Surová data reakčních sil podložky byla exportována a použitím softwaru MatLab (MATLAB R2010b, Mathworks, Inc., Natick, MA, USA) byla získaná data filtrovaná pomocí Butterworth filtru s nízkofrekvenční propustností čtvrtého řádu s hraniční frekvencí 7 Hz. Výsledkem je výpočet výsledků bezjednotkových indexů stability APSI, MLSI, VSI a složeného indexu stability DPSI. K analýze byl použit průměr z pěti pokusů. Jako indikátor posturální stability byla hodnocena rychlost restabilizace CoP.

#### **4.5 Statistické zpracování dat**

Statistické zpracování dat bylo provedeno pomocí programu Statistica (verze 12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Pro všechny základní charakteristiky byl vypočítán průměr a směrodatná odchylka. Hladina statistické významnosti  $\alpha$  byla zvolena na  $\alpha = 0,05 = 5 \%$ .

Pokud  $p < \alpha$ , výsledek testu je pak statisticky významný na hladině  $\alpha$ .

Pokud  $p \geq \alpha$ , výsledek testu je statisticky nevýznamný na hladině  $\alpha$ .

## 5 Výsledky

V základních charakteristikách, tzn. věk, výška a hmotnost (viz Tabulka 2) nebyl statisticky významný rozdíl mezi skupinou experimentální a kontrolní skupinou.

Data byla zpracována a následně zanesena do tabulek a grafů. Do grafů byly zaneseny hodnoty jednotlivých indexů stability a hodnoty času stabilizace jednotlivých probandů. Každý graf obsahuje barevně odlišené sloupce, modrý pro skupinu experimentální a červený pro skupinu kontrolní.

Jednotlivci experimentální skupiny jsou označeni velkým písmenem A a pořadovým číslem od 1 do 14. Výsledky měření 14 probandů skupiny experimentální (TTA) jsou v Tabulce 3 vypsány pod pojmenováním A1–A14.

**Tabulka 3** Výsledky jednotlivých měření v experimentální skupině

Proband	APSI	MLSI	VSI	DPSI	stab time Fz
A1	0,082927	0,031467	0,524259	0,531741	0,580000000
A2	0,133605	0,022904	0,660353	0,674213	0,513333333
A3	0,115194	0,030862	0,553550	0,566382	0,536666667
A4	0,141385	0,017755	0,718062	0,732084	0,531666667
A5	0,077463	0,041175	0,289935	0,302943	0,523333333
A6	0,156672	0,050123	0,839908	0,856113	0,420000000
A7	0,142360	0,059025	0,693265	0,710198	0,555000000
A8	0,114660	0,053464	0,578323	0,592216	0,521666667
A9	0,157492	0,023532	0,950866	0,964134	0,525000000
A10	0,131306	0,016157	0,694877	0,707387	0,493333333
A11	0,155807	0,037513	0,630567	0,651664	0,395000000
A12	0,133550	0,045884	0,700760	0,714953	0,511666667
A13	0,124977	0,063358	0,760514	0,773498	0,481666667
A14	0,066362	0,046468	0,293571	0,304610	0,473333333

Jednotlivci kontrolní skupiny jsou označeni velkým písmenem K a pořadovým číslem od 1 do 12. Výsledky měření 12 probandů kontrolní skupiny (KS) jsou v Tabulce 4 vypsány pod pojmenováním K1–K12.

**Tabulka 4** Výsledky jednotlivých měření v kontrolní skupině

Proband	APSI	MLSI	VSI	DPSI	stab time Fz
K1	0,113230	0,043761	0,657712	0,668858	0,515000000
K2	0,087278	0,057361	0,512411	0,523041	0,518333333
K3	0,089012	0,026722	0,650193	0,656829	0,518333333
K4	0,140343	0,029084	0,707337	0,722456	0,526666667
K5	0,122580	0,041472	0,447704	0,466125	0,520000000
K6	0,124296	0,027837	0,533030	0,548098	0,576666667
K7	0,118324	0,049313	0,460106	0,477710	0,563333333
K8	0,099833	0,034904	0,561904	0,572059	0,556666667
K9	0,179367	0,107873	0,942888	0,966220	0,570000000
K10	0,144479	0,023813	0,696891	0,712124	0,510000000
K11	0,120042	0,024145	0,617632	0,629676	0,508333333
K12	0,122911	0,028627	0,743404	0,754070	0,500000000

V následujících částech kapitoly jsou zpracovány výsledky průměrných hodnot jednotlivých indexů stability APSI, MLSI, VSI, DPSI a průměrné hodnoty času restabilizace. Hodnoty jsou zaokrouhleny na tři desetinná místa. V jednotlivých tabulkách je uvedena také hodnota  $p$  k určení statistické významnosti.

## 5.1 APSI

**Tabulka 5** Výsledné průměrné hodnoty indexu stability APSI

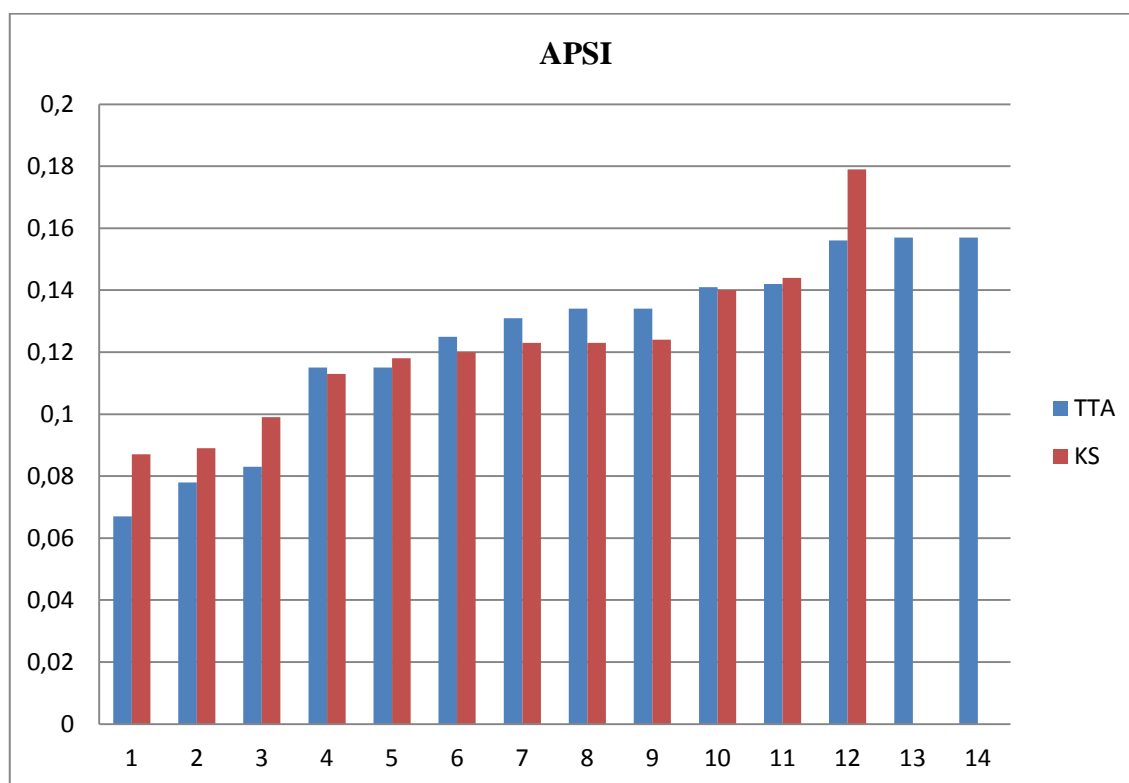
Proměnná	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		p
	Průměr	Směrodatná odchylka	Průměr	Směrodatná odchylka	
APSI	0,124	0,030	0,122	0,025	0,762

Legenda: APSI - index stability v antero-posteriorním směru, p - hladina statistické významnosti

Z Tabulky 5 lze vyčíst, že  $p \geq \alpha$ , výsledek je statisticky nevýznamný na hladině  $\alpha$ .

V Grafu 1 je znázorněno porovnání výsledků od nejmenších naměřených hodnot, tedy dvojice A14 s K2, A5 s K3, A1 s K8, A8 s K1, A3 s K7, A13 s K11, A10 s K5, A2 s K12, A12 s K6, A4 s K4, A7 s K10, A11 s K9. A6 a A9 dvojici v kontrolní skupině nemají.

**Graf 1** Grafické znázornění indexu stability APSI v porovnávaných skupinách



Legenda: APSI – index stability v antero-posteriorním směru, TTA - skupina pacientů s transtibiální amputací, KS - kontrolní skupina



## 5.2 MLSI

**Tabulka 6** Výsledné průměrné hodnoty indexu stability MLSI

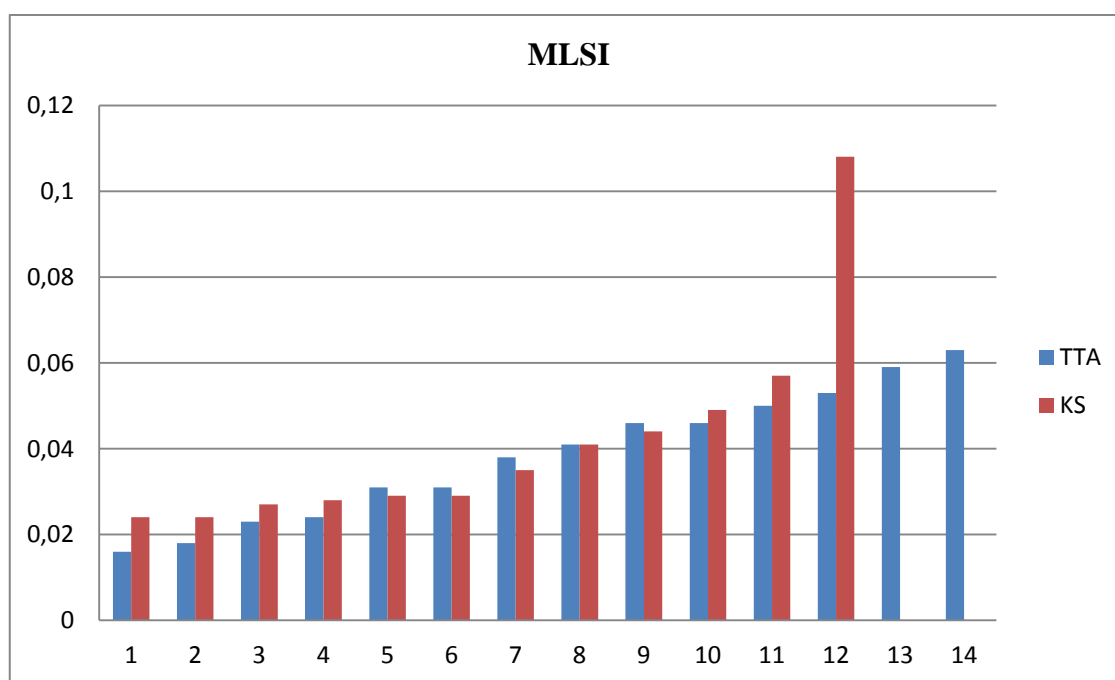
Proměnná	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		p
	Průměr	Směrodatná odchylka	Průměr	Směrodatná odchylka	
MLSI	0,039	0,015	0,041	0,024	0,002

Legenda: MLSI - index stability v medio-laterálním směru, p - hladina statistické významnosti

Z Tabulky 6 lze vyčíst, že  $p < \alpha$ , výsledek je statisticky významný na hladině  $\alpha$ .

Z Grafu 2 je patrné porovnání naměřených hodnot indexu MLSI. Posloupně od nejmenších hodnot u skupiny TTA u probandů A10, A4, A2, A9, A3, A1, A11, A5, A12, A14, A6, A8, A7, A13. U skupiny KS u probandů K10, K11, K3, K6, K12, K4, K8, K5, K1, K7, K2, K9. Dvojici s KS netvoří A7 a A13.

**Graf 2** Grafické znázornění indexu stability MLSI v porovnávaných skupinách



Legenda: MLSI - index stability v medio-laterálním směru, TTA - skupina pacientů s transtibiální amputací, KS - kontrolní skupina

### 5.3 VSI

**Tabulka 7** Výsledné průměrné hodnoty indexu stability VSI

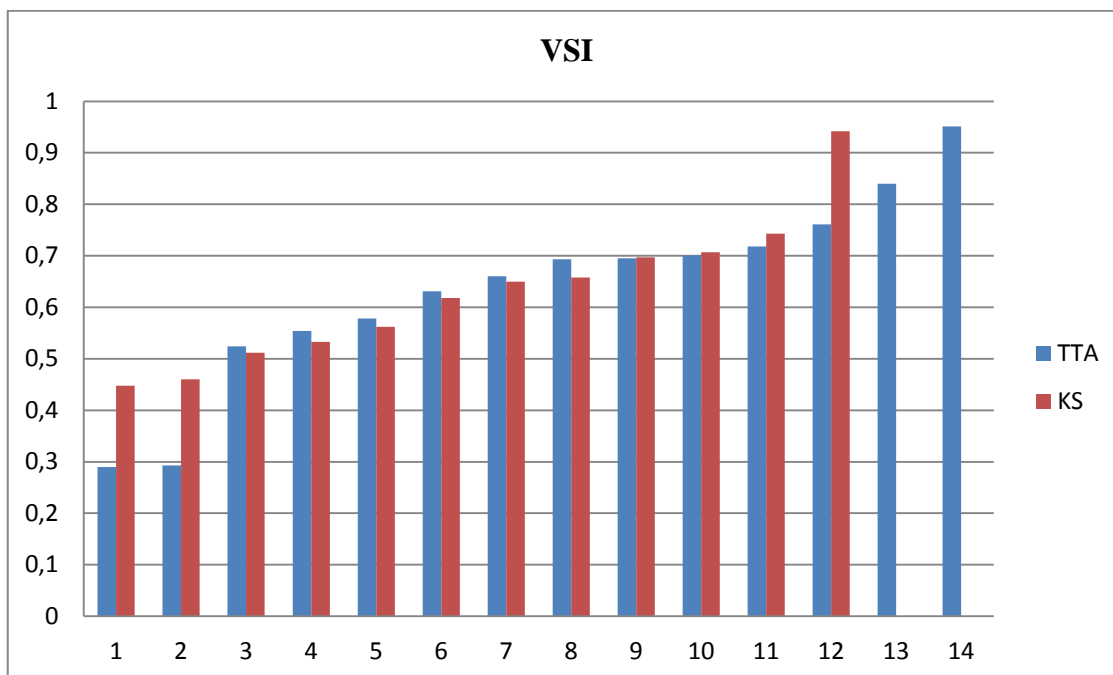
Proměnná	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		p
	Průměr	Směrodatná odchylka	Průměr	Směrodatná odchylka	
VSI	0,635	0,183	0,628	0,139	0,464

Legenda: VSI - index stability ve vertikálním směru, p - hladina statistické významnosti

Tabulka 7 uvádí  $p \geq \alpha$ , výsledek je statisticky nevýznamný na hladině  $\alpha$ .

V Grafu 3 jsou porovnány naměřené hodnoty VSI. Postupně dvojice probandů experimentální skupiny A5, A14, A1, A3, A8, A11, A2, A7, A10, A12, A4, A13, A6, A9 a kontrolní skupiny K5, K7, K2, K6, K8, K11, K3, K1, K10, K4, K12, K9. A6 a A9 nemají dvojici.

**Graf 3** Grafické znázornění indexu stability VSI v porovnávaných skupinách



Legenda: VSI - index stability ve vertikálním směru, TTA - skupina pacientů s transtibiální amputací, KS - kontrolní skupina

## 5.4 DPSI

**Tabulka 8** Výsledné průměrné hodnoty indexu stability DPSI

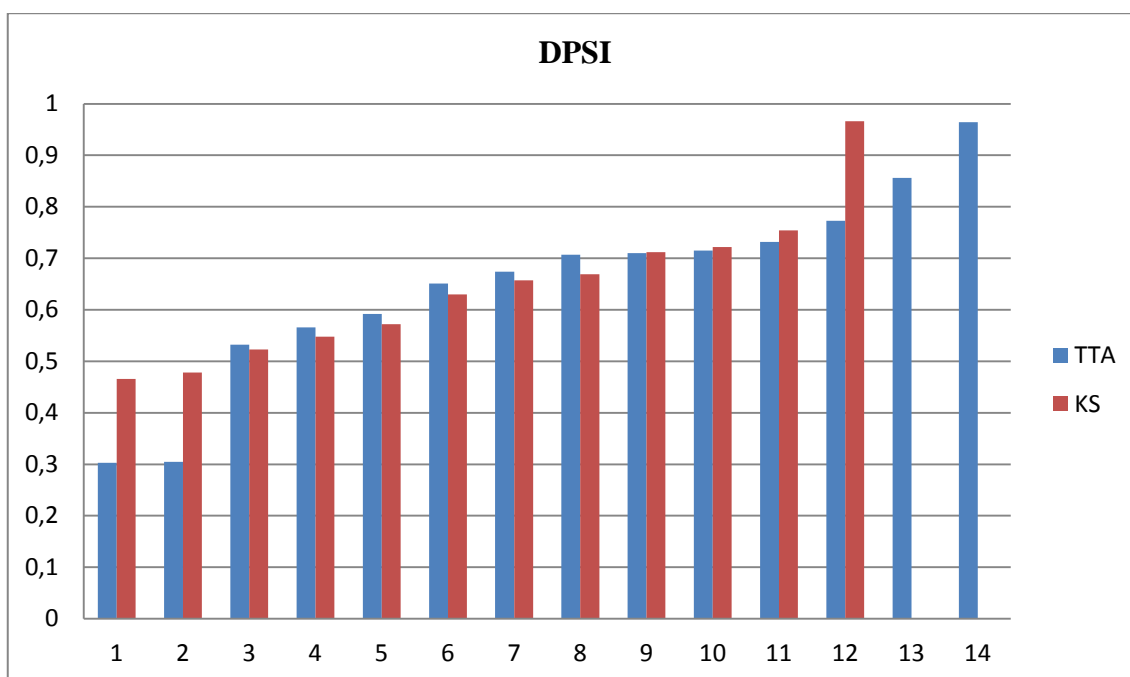
Proměnná	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		p
	Průměr	Směrodatná odchylka	Průměr	Směrodatná odchylka	
DPSI	0,649	0,184	0,641	0,140	0,425

Legenda: DPSI - komplexní index stability, p - hladina statistické významnosti

Z Tabulky 8 lze vyčíst, že  $p \geq \alpha$ , výsledek je statisticky nevýznamný na hladině  $\alpha$ .

V Grafu 4 jsou výsledky měření v porovnání dvojic obou skupin, A5 s K5, A14 a K7, A1 s K2, A3 s K6, A8 s K8, A11 s K11, A2 s K3, A10 s K1, A7 s K10, A12 s K4, A4 s K12, A13 s K9. Probandi A6 a A9 nemají dvojici.

**Graf 4** Grafické znázornění indexu stability DPSI v porovnávaných skupinách



Legenda: DPSI - komplexní index stability, TTA - skupina pacientů s transtibiální amputací, KS - kontrolní skupina

## 5.5 Stab time Fz

**Tabulka 9** Výsledné průměrné hodnoty stab time Fz

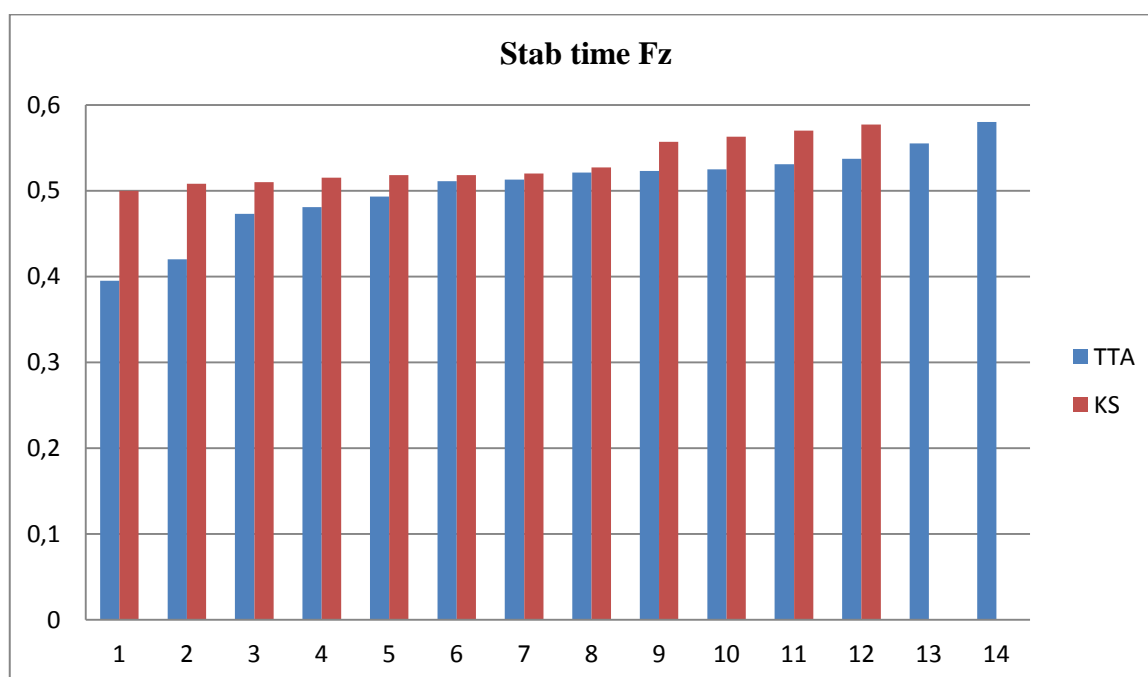
Proměnná	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		p
	Průměr	Směrodatná odchyl.	Průměr	Směrodatná odchylka	
Stab time Fz	0,504	0,050	0,532	0,027	0,012

Legenda: Stab time Fz - čas potřebný ke stabilizaci, p - hladina statistické významnosti

Z Tabulky 9 lze vyčíst, že  $p < \alpha$ , výsledek je statisticky významný na hladině  $\alpha$ .

V Grafu 5 je znázorněno porovnání od nejnižších naměřených hodnot, tedy u skupiny TTA od probandů A11, A6, A14, A13, A10, A12, A2, A8, A5, A9, A4, A3, A7, A1 a u kontrolní skupiny od K12, K11, K10, K1, K2, K3, K5, K4, K8, K7, K9, K6. Probandi A7 a A1 nemají dvojici z kontrolní skupiny.

**Graf 5** Grafické znázornění stab time Fz v porovnávaných skupinách.



Legenda: Stab time Fz - čas potřebný ke stabilizaci, TTA - skupina pacientů s transtibiální amputací, KS - kontrolní skupina

## 5.6 Shrnutí výsledků

V naší práci jsme považovali vyšší rychlost pohybu CoP a vyšší čas potřebný ke stabilizaci (TTS) za sníženou schopnost posturální stability.

Indexy stability a čas potřebný ke stabilizaci u skupiny amputovaných a kontrolní skupiny naměřené při výzkumné práci uvádí pro všechna měření souhrnně Tabulka 10 a Graf 6. Podrobnější podklady pro statistiku jsou uvedeny v Příloze 5 a Příloze 6.

**Tabulka 10** Shrnutí výsledků

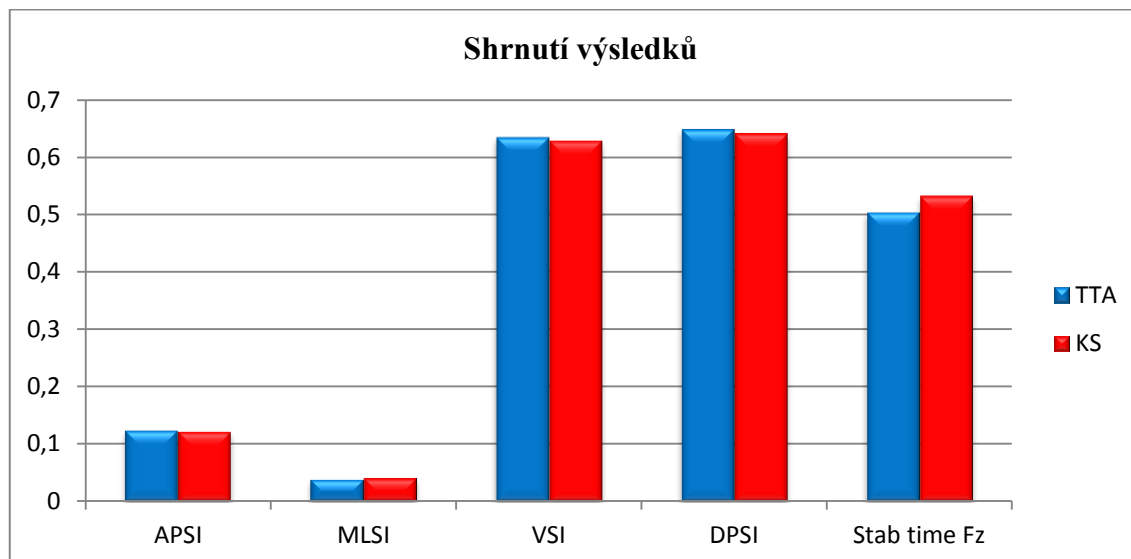
Proměnná	Experimentální skupina		Kontrolní skupina		p
	Průměr	Směr. odchylka	Průměr	Směr. odchylka	
APSI	0,124	0,030	0,122	0,025	0,762
MLSI	0,039	0,015	0,041	0,024	0,002
VSI	0,635	0,183	0,628	0,139	0,464
DPSI	0,649	0,184	0,641	0,140	0,425
Stab time Fz	0,504	0,050	0,532	0,027	0,012

Legenda: APSI - index stability v antero-posteriorním směru, MLSI - index stability v medio-laterálním směru, VSI - index stability ve vertikálním směru, DPSI - komplexní index stability, Stab time Fz - čas potřebný ke stabilizaci, p - hladina statistické významnosti

Tabulka 10 shrnuje výsledky jednotlivých indexů stability včetně komplexního indexu stability a času potřebného ke stabilizaci. Z výsledků jsou patrné rozdíly mezi průměry jednotlivých indexů stability i času restabilizace. Skupina transtibiálně amputovaných dosahuje vyšších průměrných hodnot u měřených indexů stability APSI, VSI, DPSI. Statisticky významné jsou rozdíly v indexu stability MLSI ( $p = 0,002$ ) a rozdíly v času potřebném ke stabilizaci ( $p = 0,012$ ). Naměřená průměrná hodnota indexu stability MLSI je vyšší u kontrolní skupiny, nežli u skupiny experimentální.

Naměřená hodnota času stabilizace je také vyšší u kontrolní skupiny než u skupiny amputovaných. Rozpoznatelný je popisovaný rozdíl i z následujícího Grafu 6.

**Graf 6** Shrnutí výsledků



Legenda: APSI - index stability v antero-posteriorním směru, MLSI - index stability v medio-laterálním směru, VSI - index stability ve vertikálním směru, DPSI - komplexní index stability, Stab time Fz - čas potřebný ke stabilizaci

## 5.7 Ověření hypotéz

*H1: Průměrné hodnoty indexů stability (ALPSI, MLSI, VSI, DPSI) jsou signifikantně vyšší u skupiny experimentální než u skupiny kontrolní.*

Hypotéza H1 nebyla potvrzena. U indexů stability ALPSI, VSI a DPSI bylo naměřeno vyšších hodnot u skupiny TTA, u těchto indexů je získaný výsledek v souladu s tvrzením hypotézy. Statistickou významnost mají naměřené hodnoty indexu MLSI, vyšší u skupiny KS, které hypotézu vyvrátily.

*H2: Čas restabilizace (Stab time Fz) po seskoku z vyvýšené podložky je u TTA probandů vyšší než u zdravých jedinců.*

Hypotéza H2 nebyla potvrzena. Výsledek je statisticky významný, čas potřebný ke stabilizaci byl vyšší u skupiny kontrolní.

## 6 Diskuse

U jedinců s transtibiální amputací je přítomna zhoršená schopnost posturální kontroly. Je tomu tak zejména z důvodu absence somatosenzorických informací a nemožnosti volní kontroly amputované části dolní končetiny. Tyto změny vedou také k funkční reorganizaci kortexu díky neuroplasticitě. Častou kompenzační strategií u amputovaných jedinců je preferenční zatěžování neamputované končetiny v rámci každodenních aktivit. Amputace dolní končetiny omezuje pacienta v provádění běžných denních činností spojených především s udržením posturální kontroly (Jones, Steel, Bashford, & Davidson, 1997). Jedinci s transtibiální amputací jsou vystaveni zvýšenému riziku pádů i při pouhém stoji, chůzi, či při výkonu ADL činností (Viton et al., 2000).

Schopnost posturální kontroly v souvislosti s udržením posturální stability je nejčastěji hodnocena ve statických podmínkách, analýzou CoP parametrů - rychlost pohybu CoP (Hue et al., 2007; Menegoni et al., 2009). Právě rychlost pohybu CoP se považuje za velmi citlivý a spolehlivý parametr vhodný pro evaluaci schopnosti udržet posturální stabilitu (Geurts, Nienhuis, & Mulder, 1993; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005).

V naší práci jsme se zabývali hodnocením rovnovážných schopností u jedinců s jednostrannou transtibiální amputací po seskoku z vyvýšené podložky. Test seskoku z vyvýšené podložky má díky své dynamice představovat vyšší nároky na posturální schopnosti probanda a tím dokáže lépe simulovat běžné denní aktivity (zdožívání překážek, obrubníků).

Pro diskusi závěrečné práce jsme využili data získaná z testování posturální stability na silových plošinách typu Kistler. Měřeními a porovnáváními parametry byly indexy stability v anterior-posteriorním směru (APSI), medio-laterálním směru (MLSI) a ve vertikálním směru (VSI) a komplexní index stability (DPSI). Žádný z probandů neměl s testováním na silových plošinách předchozí zkušenosti. Výzkumný soubor tvoří experimentální a kontrolní skupina probandů. Experimentální skupinu (TTA) tvořilo 14 pacientů s unilaterální transtibiální amputací (3 ženy, 11 mužů), ve věku 24–55 let. Kontrolní skupinu (KS) tvořilo 12 zdravých probandů (3 ženy, 9 mužů), ve věku 23–54 let.

Prvním z dílčích cílů naší práce bylo porovnat průměrné hodnoty indexů stability (APSI, MLSI, VSI, DPSI) skupiny experimentální se skupinou kontrolní. Průměrné hodnoty indexu APSI ukazují větší rychlost pohybu CoP u probandů experimentální skupiny (0,124) v porovnání se skupinou kontrolní (0,122). Z výsledků indexu MLSI vyplývá vyšší průměrná hodnota u skupiny kontrolní (0,041) než u skupiny amputovaných (0,039). Při porovnávání indexu stability VSI byly naměřeny průměrné hodnoty 0,635 u skupiny amputovaných a 0,628 u skupiny kontrolní. Podobně tomu bylo i u komplexního indexu stability DPSI, zde se naměřila průměrná hodnota 0,649 u skupiny experimentální a 0,641 u skupiny kontrolní.

Druhým z dílčích cílů této práce bylo porovnat průměrné hodnoty času restabilizace (Stab time Fz) skupiny experimentální se skupinou kontrolní. Experimentální skupina dosáhla průměrných hodnot času stabilizace 0,504 a skupina kontrolní dosáhla průměrné hodnoty 0,532.

Výsledky prokázaly rozdíly mezi jedinci s transtibiální amputací a kontrolní skupinou, z grafů uvedených indexů stability jsou patrné rozdíly mezi jednotlivci.

Hypotéza H1 předpokládala u skupiny probandů s transtibiální amputací vyšší průměrné hodnoty indexů stability (APSI, MLSI, VSI, DPSI) než u skupiny kontrolní. Hypotéza H1 nebyla potvrzena, naměřené hodnoty indexu MLSI byly vyšší u kontrolní skupiny zdravých jedinců.

Hypotéza H2 práce předpokládala statisticky významně vyšší čas restabilizace po seskoku z vyvýšené podložky u TTA pacientů než u zdravých jedinců. Tato hypotéza H2 nebyla potvrzena.

Na závěr je nutno zmínit, že výsledky každé vědecké práce nebo studie mohou být ovlivněny možnými limity. Mezi limity této diplomové práce patří malý počet testovaných probandů. Ovlivňujícím faktorem může být i nehomogenní fyzická zdatnost testovaných jedinců. Objasnění získaných výsledků nám ztěžují neexistující normy pro amputované jedince, protože vědecké práce se ve větší míře zabývají amputacemi u osob starších 60 let, anebo jsou při testování kombinovány amputace na dolní končetině v různých úrovních a více druhů.

V naší práci se podařilo splnit všechny vytyčené cíle a stanovené úkoly.



## 7 Závěr

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv jednostranné transtibiální amputace na rovnovážné schopnosti jedince. Hodnocení proběhlo za pomoci silových plošin a testu seskoku z vyvýšené podložky. Tato diplomová práce ukázala, že jednostranná transtibiální amputace má vliv na rovnovážné schopnosti jedince. Studie porovnávala rovnovážné schopnosti po seskoku z vyvýšené podložky u skupiny pacientů s transtibiální amputací a u kontrolní skupiny zdravých jedinců.

Překvapujícím zjištěním bylo, že ne všechny naměřené hodnoty byly vyšší u skupiny experimentální.

Při měření posturální stability amputovaných jedinců bychom se neměli spokojit pouze s vyšetřením statických situací. Chceme-li hodnotit posturální stabilitu amputovaných jedinců, je vhodné využití funkčního testu seskoku z vyvýšené podložky. Ten je schopen nasimulovat a reflektovat situace z běžných denních aktivit jedince, které mnohdy kladou vysoké nároky na posturální kontrolu. Nespornou výhodou tohoto testu je relativní rychlost provedení a jeho jednoduchost a tím se může stát užitečným diagnostickým nástrojem v rukou fyzioterapeutů či lékařů, při vyšetřování poruch posturální kontroly jejich amputovaných pacientů.

Výsledky této práce by mohly pomoci k doplnění dosud chybějících informací týkající se problematiky hodnocení posturální stability v dynamických situacích a problematiky zabývající se způsobem hodnocení rovnovážných schopností pacientů s transtibiální amputací.

## 8 Souhrn

Amputace na dolní končetině je vždy spojena s fyzickým a psychickým zásahem do organismu jedince. Pacienti s transtibiální amputací mají kromě jiných následků velice často poruchy rovnováhy a podléhají tak většímu riziku pádů. Pro většinu lidí banální všední denní aktivity se tak pro amputované stávají problematické. Velkou nadějí pro tyto pacienty představuje současná moderní protetika. Avšak je třeba si uvědomit, že i ta nejpokročilejší protéza nahradí funkci zdravé dolní končetiny pouze částečně.

Diplomová práce se zabývala problematikou určení vlivu jednostranné transtibiální amputace na rovnovážné schopnosti jedince pomocí funkčního testu seskoku z vyvýšené podložky. K měření byly použity silové plošiny Kistler.

Teoretická část práce obsahuje obecné informace o amputacích, protetických možnostech, fyzioterapii po amputaci. Předpokladem pro optimální terapii a návrat amputovaného do aktivního života je včasné zahájení individuální fyzioterapie s cílem připravit pacienta k vybavení vhodným typem protézy a dle možností pacienta zahájit progresivně rehabilitaci chůze s cílem obnovení co nejlepšího funkčního stavu a samostatnosti. Teoretická část se dále věnuje posturální stabilitě a faktorům ovlivňujícím posturální kontrolu a také metodám používaným k vyšetření a vyhodnocení posturální kontroly.

Výzkum probíhal na katedře přírodních věd v kinantropologii FTK UP a ve Fakultní nemocnici Hradec Králové. Našeho měření se zúčastnilo 26 osob. Experimentální skupinu tvořilo 14 pacientů s unilaterální transtibiální amputací (průměrný věk  $43,4 \pm 9,0$  let; průměrná výška  $178,0 \pm 11,8$  cm; průměrná hmotnost  $89,9 \pm 16,4$  kg). Kontrolní skupina byla tvořena 12 zdravými jedinci (průměrný věk  $42,4 \pm 9,1$  let; průměrná výška  $176,2 \pm 9,0$  cm; průměrná hmotnost  $77,3 \pm 12,2$  kg).

V praktické části práce jsou zaznamenány a porovnány výsledky měření mezi oběma testovanými skupinami. Pro lepší interpretaci výsledků jsme zvolili znázornění výsledků v jednoduchých přehledných tabulkách a barevně rozlišených sloupcových grafech.

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv jednostranné transtibiální amputace na rovnovážné schopnosti jedince. Porovnávanými hodnotami byly indexy stability (APSI, MLSI, VSI, DPSI) a čas restabilizace (Stab time Fz). Byly zjištěny rozdíly mezi průměry jednotlivých indexů stability i času restabilizace. Skupina transtibiálně

amputovaných dosáhla vyšších průměrných hodnot u měřených indexů stability APSI, VSI, DPSI. Statisticky významné jsou rozdíly v indexu stability MLSI ( $p = 0,002$ ) a rozdíly v času potřebném k restabilizaci ( $p = 0,012$ ). Naměřená průměrná hodnota indexu stability MLSI je vyšší u kontrolní skupiny, než u skupiny experimentální. Naměřená hodnota času stabilizace je také vyšší u kontrolní skupiny než u skupiny amputovaných.

## 9 Summary

A lower limb amputation is always associated with a physical and psychological impact on an individual. Patients with a transtibial amputation very often have, among other consequences, equilibrium disturbances and therefore these people are subjects to greater risk of falling down. Trivial daily activities for most of the people become problematic and dangerous regarding the amputees. Contemporary modern prosthetics is a great hope and help for these patients. However, it is important to realize that even the most advanced prosthesis can replace the function of a healthy lower limb only partially.

This thesis discussed the issue of determining the impact of a unilateral transtibial amputation on the equilibrium ability of the individuals, using the functional test of jumping from an elevated pad. Kistler type force platforms were used for the measurement.

The theoretical part contains general information about amputation, prosthetic options, and physiotherapy after amputation. An early-started individual physiotherapy is the condition for an optimal treatment process and rehabilitation as well as integration of the amputee. The main goal of physiotherapy is to prepare the patient for the prosthesis equipment. According to the patient's condition, the process continues with a gait re-education to get the best functional condition and independence. The theoretical part also deals with a postural stability and factors influencing a postural control and the methods used for testing and evaluation of a postural control.

The research was conducted at the Department of Natural Science in Kinanthropology FTK UP and at the University Hospital in Hradec Králové. In our measurement, 26 people in total took part. The experimental group consisted of 14 patients with a unilateral transtibial amputation (age  $43,4 \pm 9,0$  years; height  $178,0 \pm 11,8$  cm; weight  $89,9 \pm 16,4$  kg). The control group consisted of 12 healthy subjects (age  $42,4 \pm 9,1$  years; height  $176,2 \pm 9,0$  cm; weight  $77,3 \pm 12,2$  kg).

There are measurement results compared between both assessed groups in the research part. For a better interpretation of the results, we have chosen representation results in simple charts and color-coded bar graphs.

The aim of the thesis was to evaluate the effect of a unilateral transtibial amputation on the equilibrium ability of individuals. The values compared were stability indices (APSI, MLSI, VSI, DPSI) and restabilisation time (Stab time Fz).

There were differences between the averages of the stability indices and restabilisation time. The experimental group achieved higher average values of the measured stability indices APSI, VSI, DPSI. The differences in stability index MLSI ( $p = 0,002$ ) and the differences in restabilisation time ( $p = 0,012$ ) are statistically significant.

The measured average value of the MLSI and restabilisation time (Stab time Fz) is higher in the control group than in the experimental group.

## 10 Referenční seznam

- Ali, S., Abu Osman, N. A., Arifin, N., Gholizadeh, H., Abd Razak, N. A., & Abas, W. W. (2014). Comparative study between Dermo, Pelite, and Seal-In X5 liners: effect on patient's satisfaction and perceived problems. *The scientific world journal*, 2014769810.
- Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation. (2010). Transtibial sockets. Retrieved 1. 4. 2014 from the World wide web: [http://www.austpar.com/portals/prosthetics/transtibial\\_sockets.php](http://www.austpar.com/portals/prosthetics/transtibial_sockets.php)
- Barmparas, G., Inaba, K., Teixeira, P. R., Dubose, J. J., Criscuoli, M., Talving, P., Plurad, P., Green, D., & Demetriades, D. (2010). Epidemiology of Post-Traumatic Limb Amputation: A National Trauma Databank Analysis. *American Surgeon*, 76(11), 1214–1222.
- Baumgartner, R. (2011). [Transtibial amputation]. *Operative Orthopädie Und Traumatologie*, 23(4), 280–288.
- Bosmans, J. C., Geertzen, J. H., Post, W. J., Van der Schans, C. P., Dijkstra, P. U. (2010). Factors associated with phantom limb pain: a 31/2-year prospective study. *Clinical Rehabilitation*, 24(5), 444–453.
- Birgusová, G. (2006). Amputace dolní končetiny. *Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR*.
- Bragaru, M., Dekker, R., Geertzen, J. H. B., & Dijkstra, P. U. (2011). Amputees and sports. *Sports medicine*, 41(9), 721–740.
- Brown, C. N., Bowser, B., & Orellana, A. (2010). Dynamic postural stability in females with chronic ankle instability. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 42(12), 2258–2263.
- Buckley, J. G., O' Driscoll, D., & Bennett, S. (2002). Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 13–20.

- Burger, H., & Marincek, C. (2001). Functional testing of elderly subjects after lower limb amputation. *Prosthetics And Orthotics International*, 25(2), 102–107.
- Campbell, A. J., Borrie, M. J., & Spears, G. F. (1989). Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *Journal Gerontol*, 44(4), 112–117.
- Chapman, S. (2011). Pain management in patients following limb amputation. *Nursing Standard*, 25(19), 35–40.
- Chen, R., Corwell, B., Yaseen, Z., Hallett, M., & Cohen, L. G. (1998). Mechanisms of cortical reorganization in lower-limb amputees. *The Journal Of Neuroscience: The Official Journal Of The Society For Neuroscience*, 18(9), 3443–3450.
- Cofré Lizama, L. E., Pijnappels, M., Reeves, N. P., Verschueren, S. M., & van Dieën, J. H. (2013). Frequency domain mediolateral balance assessment using a center of pressure tracking task. *Journal Of Biomechanics*, 462831–462836.
- Colby, S., Hintermeister, R., Torry, M., & Steadman, J. (1999). Lower limb stability with ACL impairment. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(8), 444-454.
- Colledge, N. R., Cantley, P., Peaston, I., Brash, H., Lewis, S., & Wilson, J. A. (1994). Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography. *Gerontology*, 40(5), 273–278.
- Curtze, C., Hof, A. L., Otten, B., & Postema, K. (2010). Balance recovery after an evoked forward fall in unilateral transtibial amputees. *Gait & Posture*, 32336–32341.
- Dadkhah, B., Valizadeh, S., Mohammadi, E., & Hassankhani, H. (2013). Psychosocial adjustment to lower-limb amputation. *HealthMed*, 7(2), 502–507.
- Damayanti, S., Kujur, E. S., & Sau, K. (2009). Effect of balance exercise on balance kontrol in unilateral lower limb amputees. *Indian Journal of occupation therapy*, 41(3), 63–68.

- Darnall, B. D. (2009). Self-delivered home-based mirror therapy for lower limb phantom pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88, 78–81.
- Dou, P., Jia, X., Suo, S., Wang, R., & Zhang, M. (2006). Pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during walking on stairs, slope and non-flat road. *Clinical Biomechanics*, 21, 1067–1073.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Engstrom, B., & Van de Ven, C. (Eds.). (1999). *Therapy for amputees* (3rd ed.). London: Churchill Livingstone.
- Esquenazi, A. (2004). Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disability & Rehabilitation*, 26(14/15), 831.
- Fransz, D. P., Huurnink, A., de Boode, V. A., Kingma, I., & van Dieën, J. H. (2015). Time to stabilization in single leg drop jump landings: An examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. *Gait & Posture*, 4163–4169.
- Gaebler-Spira, D., & Lipschutz, R., D. (2009). Pediatric limb deficiencies. In Alexander, M. A., & Matthews, D. J. *Pediatric rehabilitation*. (4th ed.). 335–350. New York: Demos Medical Publishing.
- Gallo, J. a kol. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Palackého v Olomouci.
- Geurts, A. CH., Nienhuis, B., & Mulder, T. W. (1993). Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 1144–1150.
- Ghous, M., Gul, S., Siddiqi, F. A., Pervaiz, S., & Bano, S. (2015). Depression; Prevalence among amputees. *Professional Medical Journal*, 22(2), 263–266.
- Gill, D., Kelley, B., Williams, K., & Martin, J. (1994). The relationship of self-efficacy and perceived well-being to physical activity and stair climbing in older adults. *Research Quarterly For Exercise & Sport*, 65(4), 367–371.



- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural Perturbations: New insight for treatment of balance disorders. *Physical Therapy, 77* (5), 517–533.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing, 7*–11.
- Hromádková, J. a kolektiv. (1999). *Fyzioterapie*. Jinočany: H&H.
- Hsu, E., & Cohen, S. P. (2013). Postamputation pain: epidemiology, mechanisms, and treatment. *Journal of Pain Research, 6*, 121–136.
- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Dore', J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture, 26*, 32–38.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., & Svoboda, Z., a kol. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Jones, S., Twigg, P., Scally, A., & Buckley, J. (2006). The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees. *Clinical Biomechanics, 21*184–21193.
- Jones, M. E., Steel, J. R., Bashford, G. M., & Davidson, I. R. (1997). Static versus dynamic prosthetic weight bearing in elderly transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics*.
- Kálal, J. (2009). Rehabilitace u pacientů po amputaci končetin. In Kolář, P. (ed). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kapp, S. L., & Fergason, J. R. (2004). Transtibial amputation: Prosthetic Management. In Smith, D. G., Michael, J. W., & Bowker, J. H. (Eds.), *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies. Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*. (3rd ed.). 503–515. Rosemont: AAOS.
- Kolář, P. aj. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolářová, B. (2012). Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci. *Disertační práce*, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

- Kolářová, B., Janura, M., & Krobot, A. (2011). Posturografická evaluace funkční adaptability po amputaci dolní končetiny. (Czech). *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 18(2), 97–104.
- Kováčiková, Z., Zemková, E., Neumannová, K., Jelen, M., Jelen, K., & Janura, M. (2015). The role of lateral preference of lower limbs in a postural stabilization task. *Neuro Endocrinology Letters*, 36(1), 91–95.
- Kozáková, D., Janura, M., & Rosický, J. (2009). Problematika pooperačního pahýlu u pacientů s transtibiální amputací pohledem fyzioterapeuta, biomechanika a protetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16(3), 102.
- Kozáková, D., Svoboda, Z., Janura, M., Elfmarm, M., & Nedvěďová, I. (2009). Assessment of postural stability in patients with a transtibial amputation with various times of prosthesis use. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 39(3), 51.
- Kubeš, R. (2005). Amputace. In P. Dungal, a kol., *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Ku, P. X., Abu Osman, N. A., & Wan Abas, W. B. (2014). Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait & Posture*, 39(2), 672–682.
- Kuželová, B. (2007). Psychologická podpora amputovaných. In: XII. *Zlínské geriatrické dny*. Zlín: Krajská nemocnice Tomáše Bati.
- Králíček, P. (2011). Úvod do speciální neurofyzologie. Praha: Karolinum.
- Kratz, A. L., Williams, R. M., Turner, A. P., Raichle, K. A., Smith, D. G., & Ehde, D. (2010). To lump or to split? Comparing individuals with traumatic and nontraumatic limb loss in the first year after amputation. *Rehabilitation Psychology*, 55(2), 126–138.
- Lee, H., Lin, C., Wu, H., Wu, T., & Lin, C. (2012). Changes in biomechanics and muscle activation in injured ballet dancers during a jump-land task with turnout (Sissonne Fermée). *Journal Of Sports Sciences*, 30(7), 689–697.

- Lee, S., & Powers, C. (2013). Fatigue of the hip abductors results in increased medial–lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. *Clinical Biomechanics*, 28, 524–529.
- Legro, M. W., Reiber, G. E., Czerniecki, J. M., & Sangeorzan, B. J. (2001). Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 38(3), 319–325.
- Lejčko, J. (2002). Fantomová bolest. *Lékařské listy. Příloha zdravotnických novin*, 51(25), 18–20.
- Liu, K., & Heise, G. D. (2013). The Effect of Jump-Landing Directions on Dynamic Stability. *Journal Of Applied Biomechanics*, 29(5), 634–638.
- Magee, D. J. (2008). *Orthopaedic physical assessment*. (5th ed.). Missouri: Saunders Elsevier.
- Manchikanti, L., & Singh, V. (2004). Managing phantom pain. *Pain Physician*, 7(3), 365–375.
- Mansoor I, Margoob MA, Masoodi N, Mushtaq H, Younis T, Hussain A, et al. (2010). Prevalence of psychiatric co morbidities in traumatic amputees – A cross sectional study from Kashmir (Indian part). *Br J Med Pract*, 3–5.
- Marschall, C., & Stansby, G. (2010). Amputation and rehabilitation. *Surgery*, 284–287.
- Matějíček, M. (2005). *Ortopedická protetika*. In DUNGL, P. aj. Ortopedie, Praha.
- May, B. J. (2002). *Amputations and prosthetics, a case study approach*. Philadelphia: F. A. Davis Company.
- Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Caviglioli, M., & Capodaglio, P. (2009). Gender-specific Effect of Obesity on Balance. *Obesity*, 17, 1951–1956.
- Míková, M. (2006). Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi. *Dizertační práce*, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Miller, W. C., Speechley, M., & Deathe, A. B. (2002). Balance Confidence Among People With Lower-Limb Amputations. *Physical Therapy*, 82(9), 856–865.

- Niu, W., Zhang, M., Fan, Y., & Zhao, Q. (2013). Dynamic postural stability for double-leg drop landing. *Journal Of Sports Sciences*, 31(10), 1074–1081.
- Opavský, J. (2011). *Bolest v ambulanti praxi*. Praha: Maxdorf.
- O`Sullivan, B. S., & Schmitz, J. T. (2007). *Physical rehabilitation*. (5th ed.). Philadelphia: Davis Company.
- Paráková, B., Míková, M., & Janura, M. (2007). The influence of prostheses and prosthetic foot alignment on postural behavior in transtibial amputees. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 37(4), 37–44.
- Pejšková, I., & Mareček, A. (2010). Rehabilitační a protetická péče o pacienty – diabetiky po amputaci končetiny. *Medicína pro praxi*, 7, 216–220.
- Penn-Barwell, J. G. (2011). Outcomes in lower limb amputation following trauma: A systematic review and meta-analysis. *Injury*, 421474–421479.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097–1118.
- Pinzur, M. S., Gottschalk, F. A., de S. Pinto, M. G., & Smith, D. G. (2007). Controversies in Lower-Extremity Amputation. *Journal Of Bone & Joint Surgery, American Volume*, 89-A(5), 1118–1127.
- Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie. Manuál a algoritmy*. Praha: Grada Publishing.
- Probstner, D., Ishikawa, N. M., Alvarenga, R. M., & Papais, L. C. S. (2010). Phantom limb phenomena in cancer amputees. *Pain Practice*, 10(3), 249–256.
- Ray, R. L. (2000). Complications of Lower Extremity Amputations. *Topics in Emergency Medicine*, 22(3), 35–42.
- Raymakers, J., Samson, M., & Verhaar, H. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 2148–2158.
- Ross, S. E., & Guskiewicz, K. M. (2004). Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clinical Journal Of Sport Medicine*, 14(6), 332–338.

- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Bing, Y. (2005). Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal Of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)*, 40(4), 298–304.
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Kaminski, T. W. (2003). Time to Stabilization: A Method for Analyzing Dynamic Postural Stability. *Athletic Therapy Today*, 8(3), 37–39.
- Rusaw, D. (2011). *Motion Analysis and Postural Stability of Transtibial Prosthesis Users*.
- Rybka, J. (2006). *Diabetologie pro sestry*. Praha: Grada Publishing.
- Sahandi, R., Sewell, P., Noroozi, S., & Hewitt, M. (2012). Remote monitoring of lower-limb prosthetic socket fit using wireless technologies. *Journal Of Medical Engineering & Technology*, 36(1/2), 50–56.
- Seelen HA, Anemaat S, Janssen HM, Deckers JH. (2003). Effects of prosthesis alignment on pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait. *Clin Rehabil*, 17, 787–796.
- Scholz, J. P., Schöner, G., Hsu, W. L., Jeka, J. J., Horak, F., & Martin, V. (2007). Motor equivalent control of the center of mass in response. *Experimental Brain Research*, 180(1), 163–179.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: Translating research into clinical practice*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Seymour, R. (2002). *Prosthetics and orthotics: lower limb and spinal*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Simões, E. L., Bramati, I., Rodrigues, E., Franzoi, A., Moll, J., Lent, R., & Tovar-Moll, F. (2012). Functional expansion of sensorimotor representation and structural reorganization of callosal connections in lower limb amputees. *The Journal Of Neuroscience*, 32(9), 3211–3220.
- Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., & Pokorný, D., a kol. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.

- Svoboda, Z. (2008). Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací. *Disertační práce*, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Tantua, A. T., Geertzen, J. B., van den Dungen, J. M., Breek, J. C., & Dijkstra, P. U. (2014). Reduction of residual limb volume in people with transtibial amputation. *Journal Of Rehabilitation Research & Development*, 51(7), 1119–1126.
- Tichý, J. (2006) Fantomová bolest. In Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. (2006). *Bolest*. Praha: Tigris.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita – terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115–121.
- Viton, J. M., Mouchnino, L., Mille, M. L., Cincera, M., Delarque, A., Pedotti, A. Bardot, & Massion, J. (2000). Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthetics And Orthotics International*, 24(2), 108–116.
- Vrablicová, M. a kol. (2008). Komplexní rehabilitační péče u pacientů po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 105–113.
- Vrieling, A., van Keeken, H., Schoppen, T., Otten, E., Hof, A., Halbertsma, J., & Postema, K. (2008). Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & Posture*, 28222–28228.
- Way, L. W. et al. (1998). *Současná chirurgická diagnostika a léčba*. (2nd ed.) Praha: Avicenum.
- Webster, K. A., & Gribble, P. A. (2010). Time to Stabilization of Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Versus Healthy Knees in National Collegiate Athletic Association Division I Female Athletes. *Journal Of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)*, 45(6), 580–585.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D. (2004). Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue. *Journal Of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)*, 39(3), 247–253.

- Yeung, L. F., Leung, A. L., Zhang, M., & Lee, W. C. (2013). Effects of long-distance walking on socket-limb interface pressure, tactile sensitivity and subjective perceptions of trans-tibial amputees. *Disability & Rehabilitation*, 35(11), 888-893.
- Yi-Ying, T., & Ting, L. H. (2007). Asymmetric stability margin of postural responses to perturbation in unilateral transtibial amputees. *Conference Proceedings Of The Annual Meeting Of The American Society Of Biomechanics*, 1.
- Zhang, M., & Roberts, C. (2000). Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket. *Medical Engineering & Physics*, 22, 607–612.
- Zeman, M. (2006). *Speciální chirurgie*. (2nd ed.). Praha: Galén.
- Zeman, M., & Krška, Z. (2011). *Chirurgická propedeutika*. Praha: Grada Publishing.
- Zemková, E. (2011). *Fyziologické základy senzomotoriky*. Bratislava: ICM Agency.

## 11 Přílohy

**Příloha 1.** Typický tvar lůžka protézy typu PTB (vlevo) a TSB (vpravo); (Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation, 2010).



**Patella Tendon  
Bearing Socket**



**Total Surface  
Bearing Socket**



**Příloha 2.** Typický tvar lůžka protézy typu PTB (vlevo) a TSB (vpravo); (Australian Physiotherapists in Amputee Rehabilitation, 2010).



### Příloha 3. Anamnestické dotazníky.

Proband	Věk	Pohlaví	Délka roku s protézou	Příčina	Typ chodidla	Dřívější typ chodidla
K.P.	24	Ž	1	trauma	Variflex	NE
J.H.	50	Ž	4	trauma	Elaton	Elaton
J.M.	55	Ž	1	trauma	dynamické	NE
Z.M.	41	M	7	trauma	Reflex	
J.M.	52	M	21	trauma	Variflex- dynamické	ano-bez specifikace
L.B.	43	M	9	trauma	Variflex Evo	Sureflex
P.K.	55	M	5	trauma	Proprio foot- bionické	Reflex
J.L.	42	M	4	neuedl	Variflex	TSB s pinem
P.R.	50	M	3	trauma	neuedl	NE
M.Z.	40	M	4	trauma	neuedl	ANO-bez specifikace
M.M.	35	M	10	trauma	Otto Bock	NE
V.B.	34	M	4	trauma	neuedl	neuedl

Proband	Typ protetického lůžka	Nošení protézy po čas dne – hod.	Charakter denní aktivity	Potíže při chůzi s protézou
K.P.	TSB	12	střídavě vsedě a vstoje	NE
J.H.	TSB podtlakové	15	střídavě vstoje a vsedě	kyčle a spodní část zad
J.M.	neuedla	14	střídavě vstoje a vsedě	bederní páteř
Z.M.	PIN	16	trvalé přecházení	bolest v oblasti pahýlu (po stranách, kolem česky, vyrážky), přetížené levé koleno
J.M.	PIN	17	střídavě vstoje a vsedě	NE
L.B.	PIN	16	střídavě vstoje a vsedě	NE
P.K.	podtlakové se vzduchovým ventilem	12	střídavě vstoje a vsedě	NE
J.L.	neuedl	neuedl	střídavě vstoje a vsedě	NE
P.R.	neuedl	16	střídavě vstoje a vsedě	bolestivost v oblasti pahýlového lůžka, spodní část zad

<b>M.Z.</b>	neuedl	15	převážně vsedě s přecházením	NE
<b>M.M.</b>	podtlakové	17	převážně vsedě s přecházením	NE
<b>V.B.</b>	neuedl	16	střídavě vstoje a vsedě	NE

<b>Proband</b>	<b>Zdravotní problémy, které nebyly před amputací</b>	<b>V současnosti léčen na jiné onemocnění</b>	<b>Pády za poslední rok - počet</b>
<b>K.P.</b>	NE	NE	1
<b>J.H.</b>	kyčle, spodní část zad, kožní problémy	NE	NE
<b>J.M.</b>	levé koleno	NE	2
<b>Z.M.</b>	bolesti kotníku, kolen, kyčlí, otoky, kožní problémy	NE	NE
<b>J.M.</b>	spodní úsek páteře, občas otoky pahýlu	NE	4
<b>L.B.</b>	bolesti kolen	NE	NE
<b>P.K.</b>	NE	NE	NE
<b>J.L.</b>	bolest kyčlí	neuedl	neuedl
<b>P.R.</b>	bolesti bederní a krční páteře	ANO-meziobratlová ploténka	NE
<b>M.Z.</b>	NE	NE	5
<b>M.M.</b>	NE	NE	mnohokrát
<b>V.B.</b>	bolesti bederní páteře	NE	NE

<b>Proband</b>	<b>Pomůcky</b>	<b>Sport</b>	<b>Alkohol za posledních 24h</b>	<b>Užívání léků</b>
<b>K.P.</b>	berle, sedačka do vany	spinning, tanec, posilovna	ANO-4 piva	NE
<b>J.H.</b>	madla ve sprše	NE	NE	NE
<b>J.M.</b>	vozik v bytě, nordic hole	kolo, tai-chi	NE	Loristan, Bisoprolol, Milurit
<b>Z.M.</b>	NE	míčové hry, plavání, kolo, turistika	NE	NE
<b>J.M.</b>	nevedl	hokej, cyklistika	ANO-3 piva	NE
<b>L.B.</b>	ortéza	kolo, hokej, lyže	NE	Pentomez Retard
<b>P.K.</b>	nevedl	stolní tenis	NE	NE
<b>J.L.</b>	nevedl	nevedl	ANO	ANO
<b>P.R.</b>	NE	chůze, kolo 20 km	NE	Tramal, Lyrica
<b>M.Z.</b>	NE	NE	NE	NE
<b>M.M.</b>	sedátko ve sprše	NE	NE	NE
<b>V.B.</b>	NE	tenis, fotbal, lyže	NE	NE

**Příloha 4.** Výsledky kineziologického vyšetření jednotlivých probandů skupiny TTA

Proband	K.P.	J.H.	J.M.	Z.M.	J.M.	L.B.
<b>Pohlaví</b>	žena	žena	žena	muž	muž	muž
<b>Amputovaná DK</b>	LDK	PDK	PDK	PDK	LDK	LDK
<b>Rok amputace</b>	2012	2008	2012	2005	1991	2003
X	X	X	<b>Vyšetření laterality DK</b>	X	X	X
<b>Výstup na schod</b>	6x PDK	6x PDK	6x LDK	2x LDK, 4x PDK	6x PDK	6x PDK
<b>Kop do míče</b>	6x PDK	6 x PDK	6x PDK	1x LDK, 5x PDK	6x PDK	6x PDK
X	X	X	<b>Vyšetření stoje olovnicí</b>	X	X	X
<b>Přední projekce</b>	středem	středem	středem	2 cm doprava	2 cm doprava	středem
<b>Boční projekce</b>	1 cm před RAK	středem	1 cm před RAK	4 cm dopředu	1,5 cm dopředu	2 cm dopředu
<b>Zadní projekce</b>	středem	středem	středem	2 cm doprava	2 cm doprava	středem
X	X	X	<b>Vyšetření pánve</b>	X	X	X
<b>Hřebeny kostí kyčelních</b>	L výše	symetrické	L výše	L výše	P výše	symetrické
<b>Šikmá pánev</b>	ANO	NE	ANO	ANO	ANO	NE
<b>Postavení SIAS</b>	L výše	symetrické	L výše	L výše	P výše	symetrické
<b>Postavení SIPS</b>	L výše	symetrické	L výše	L výše	P výše	symetrické
<b>Torze pánve</b>	NE	NE	NE	NE	NE	NE
<b>Rotace pánve</b>	doleva	NE	NE	doleva	doprava	NE
<b>Stranové vybočení</b>	NE	NE	NE	doprava	doprava	NE
<b>Boční projekce</b>	anteverze	norma	anteverze	Ante-verze	norma	anteverze
X	X	X	<b>Vyšetření DK v cm</b>	X	X	X

<b>Délka neamputované DK</b>	78,5	78	69	90,5	79	82,5
<b>Délka amputované DK</b>	64	56	53	57,5	53	63
<b>Délka stehna L</b>	39	38,5	31	41,5	37	38,5
<b>Délka stehna P</b>	39	38,5	31	41,5	37	38,5
<b>Obvod stehna L</b>	50,5	62,5	63	52	44,5	58,5
<b>Obvod stehna P</b>	56	61,5	61,5	48,5	49	62,5
<b>Délka chodidla L (s obuví)</b>	26,5	27	27	31	30	31
<b>Délka chodidla P (s obuví)</b>	26,5	27	27	32,5	29	31
<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>Vyšetření pahýlu</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>
<b>Tvar pahýlu</b>	konický	konický	konický	konický	konický	konický
<b>Délka pahýlu</b>	25	17	22	16	16	24,5
<b>Obvod pahýlu prox.</b>	29,5	35	35	33,5	31,5	36,5
<b>Obvod pahýlu dist.</b>	22,5	29	30	29,5	29	30,5
<b>Charakter amputační jizvy</b>	z ½ vrostlá	uprostřed vrostlá (1/4)	norma	vrostlá	normální	z ½ vrostlá
<b>Nepříjemné pocity v jizvě</b>	NE	ANO	NE	NE	NE	NE
<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>Vyšetření čítí</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>
<b>Taktilní čítí L</b>	norma	norma	norma	norma	norma	hypersenzitivita
<b>Taktilní čítí P</b>	norma	hypersenzitivita	norma	norma	norma	norma
<b>Diskriminační čítí L</b>	norma (6 cm)	norma (5 cm)	norma (4 cm)	norma	hyposenzitivita (8 cm)	norma
<b>Diskriminační čítí P</b>	Hyposenzitivita (11 cm)	hyposenzitivita (7 cm)	hyposenzitivita (5 cm)	norma	norma (5 cm)	norma
<b>Grafestézie L</b>	norma	norma	norma	norma	norma	norma
<b>Grafestézie P</b>	norma	hyposenzitivita	hyposenzitivita	norma	norma	norma
<b>Polohocit L</b>	hyposenzitivita	norma	Norma	norma	norma	hypersenzitivita
<b>Polohocit P</b>	norma	norma	Norma	norma	norma	norma

<b>Proband</b>	<b>P.K.</b>	<b>J.L.</b>	<b>P.R.</b>	<b>M.Z.</b>	<b>M.M.</b>	<b>V.B.</b>
<b>Pohlaví</b>	muž	muž	muž	muž	muž	muž
<b>Amputovaná DK</b>	LDK	PDK	PDK	PDK	LDK	PDK
<b>Rok amputace</b>	2006	2009	2010	2009	2003	2009
X	X	X	<b>Vyšetření laterality DK</b>	X	X	X
<b>Výstup na schod</b>	6x PDK	5x PDK, 1x LDK	6x LDK	3x PDK, 3x LDK	6x PDK	2x LDK, 4x PDK
<b>Kop do míče</b>	6x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK	6x PDK
X	X	X	<b>Vyšetření stoje olovnicí</b>	X	X	X
<b>Přední projekce</b>	3 cm doprava	středem	1 cm doprava	středem	středem	2 cm vlevo
<b>Boční projekce</b>	středem	2 cm před RAK	3 cm před RAK	3 cm před RAK	2 cm před RAK	5 cm před RAK
<b>Zadní projekce</b>	3 cm doprava	středem	1 cm doprava	středem	středem	2 cm vlevo
X	X	X	<b>Vyšetření pánve</b>	X	X	X
<b>Hřebeny kostí kyčelních</b>	symetrické	P výše	L výše	symetrické	P výše	P výše
<b>Šikmá pánev</b>	NE	ANO	ANO	NE	ANO	ANO
<b>Postavení SIAS</b>	symetrické	P výše	L výše	symetrické	P výše	P výše
<b>Postavení SIPS</b>	symetrické	L výše	L výše	symetrické	P výše	P výše
<b>Torze pánve</b>	NE	ANO	NE	NE	NE	NE
<b>Rotace pánve</b>	doprava	doleva	doprava	doprava	doprava	vlevo
<b>Stranové vybočení</b>	doprava	NE	doprava	NE	NE	vlevo
<b>Boční projekce</b>	norma	norma	retroverze	anteverz e	norma	retroverze
X	X	X	<b>Vyšetření DK v cm</b>	X	X	X
<b>Délka neamputované DK</b>	81	91	86	80	83	91
<b>Délka amputované DK</b>	59	58	61	54,5	40,5	64
<b>Délka stehna L</b>	39,5	44	40	37,5	41,5	41
<b>Délka stehna P</b>	39,5	44	40	37,5	41,5	41
<b>Obvod stehna L</b>	49,5	48,5	55	44,5	42,5	62
<b>Obvod</b>	51	42	52	43	52	61

<b>stehna P</b>						
<b>Délka chodidla L (s obuví)</b>	29,5	30,5	29,5	29,5	30	32
<b>Délka chodidla P (s obuví)</b>	29,5	30,5	29,5	29,5	30	32
<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>Vyšetření pahýlu</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>
<b>Tvar pahýlu</b>	konický	konický	konický	konický	konický	konický
<b>Délka pahýlu</b>	20	14	21	17	40,5	23
<b>Obvod pahýlu prox.</b>	33	36	36	32,5	41	42
<b>Obvod pahýlu dist.</b>	27	31	29	30	40	37
<b>Charakter amputační jizvy</b>	normální	z 1/2 vrostlá	z 1/3 vrostlá	norma	norma	
<b>Nepříjemné pocity v jizvě</b>	NE	NE	ANO	ANO	NE	NE
<b>Vyšetření čítí</b>						
<b>Taktilní čítí L</b>	norma	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma
<b>Taktilní čítí P</b>	norma	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma
<b>Diskriminační čítí L</b>	hyposenzitivita (11 cm)	norma (5 cm)	hyposenzitivita (7 cm)	norma (5 cm)	hyposenzitivita (8 cm)	norma (6 cm)
<b>Diskriminační čítí P</b>	norma (9 cm)	Hyposenzitivita (8 cm)	norma (5 cm)	norma (5 cm)	hyposenzitivita (8 cm)	hyposenzitivita (7 cm)
<b>Grafestézie L</b>	hyposenzitivita	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma
<b>Grafestézie P</b>	norma	norma	norma	norma	hyposenzitivita	norma
<b>Polohocit L</b>	norma	norma	norma	norma	norma	norma
<b>Polohocit P</b>	norma	norma	hyposenzitivita	norma	norma	hyposenzitivita



## Příloha 5. Dialog frekvenčních tabulek.

### Dialog frekvenčních tabulek

#### Vš. Skupiny-testy normality podklady pro statistiku)

Proměnná	N	Max D	K-S p	Lilliefors p	W	p
ALPSI	26	0,130183	p>.20	p>.20	0,975315	0,762328
MLSI	26	0,129559	p>.20	p>.20	<b>0,851819</b>	<b>0,001543</b>
VSI	26	0,103027	p>.20	p>.20	0,963469	0,464384
DPSI	26	0,103778	p>.20	p>.20	0,961636	0,424748
stab time Fz	26	0,187060	p>.20	<b>p&lt;.01</b>	<b>0,895015</b>	<b>0,012137</b>

#### Skupina A-testy normality (podklady pro statistiku)

Proměnná	N	Max D	K-S p	Lilliefors p	W	p
ALPSI	14	0,170884	p>.20	p>.20	0,892914	0,089050
MLSI	14	0,123102	p>.20	p>.20	0,957706	0,685198
VSI	14	0,133365	p>.20	p>.20	0,933957	0,346383
DPSI	14	0,149239	p>.20	p>.20	0,932624	0,331982
stab time Fz	14	0,201069	p>.20	p<.15	0,920017	0,220022

#### Skupina K-testy normality (podklady pro statistiku)

Proměnná	N	Max D	K-S p	Lilliefors p	W	p
ALPSI	12	0,210763	p>.20	p<.20	0,926102	0,340618
MLSI	12	0,229693	p>.20	p<.10	<b>0,719093</b>	<b>0,001295</b>
VSI	12	0,119004	p>.20	p>.20	0,940094	0,499284
DPSI	12	0,127403	p>.20	p>.20	0,930590	0,386402
stab time Fz	12	0,255099	p>.20	<b>p&lt;.05</b>	<b>0,856526</b>	<b>0,044236</b>

## Příloha 6. Podklady pro statistiku.

### Vš. Skupiny-popisné statistiky (podklady pro statistiku)

Proměnná	N platných	Průměr	Minimum	Maximum	Sm. Odch.
ALPSI	26	0,122902	0,066362	0,179367	0,027175
MLSI	26	0,039792	0,016157	0,107873	0,019163
VSI	26	0,631539	0,289935	0,950866	0,160862
DPSI	26	0,345362	0,302943	0,966220	0,161889
stab time Fz	26	0,517115	0,395000	0,580000	0,042333

### Skupina A-popisné statistiky (podklady pro statistiku)

Proměnná	N platných	Průměr	Minimum	Maximum	Sm. Odch.
ALPSI	14	0,123840	0,066362	0,157492	0,029635
MLSI	14	0,038549	0,016157	0,063358	0,015264
VSI	14	0,634915	0,289935	0,950866	0,182742
DPSI	14	0,648724	0,302943	0,964134	0,183746
stab time Fz	14	0,504405	0,395000	0,580000	0,049591

### Skupina K-popisné statistiky (podklady pro statistiku)

Proměnná	N platných	Průměr	Minimum	Maximum	Sm. Odch.
ALPSI	12	0,121808	0,087278	0,179367	0,025259
MLSI	12	0,041243	0,023813	0,107873	0,023558
VSI	12	0,627601	0,447704	0,942888	0,138970
DPSI	12	0,641439	0,466125	0,966220	0,140111
stab time Fz	12	0,531944	0,500000	0,576667	0,026854